

SIBB 2016

XXXIX Congreso
de la Sociedad
Ibérica de
Biomecánica y
Biomateriales



LIBRO DE ACTAS

León, 21-23 de octubre de 2016



**Actas del XXXIX Congreso de la
Sociedad Ibérica de Biomecánica
y Biomateriales, SIBB 2016**

León, 2016

Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales.Congreso (39º. 2016. León)

Actas del XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales, SIBB 2016 / [editores, Juan García-López y Ana Ogueta-Alday]. – León : Área de Publicaciones, Universidad de León, 2016

1 recurso en línea (81 p.)

Bibliogr. al final de cada cap. – Textos en castellano e inglés. -- Título tomado de la portada del pdf

ISBN 978-84-9773-855-2

1. Biomecánica-Congresos. 2. Materiales-Congresos. 3. Medicinas paralelas-Congresos. I. Universidad de León. Área de Publicaciones. II. Título. III. García López, Juan. IV. Ogueta Alday, Ana Carmen

612.76(063)

615.46(063)

© Juan García-López y Ana Ogueta-Alday

© Universidad de León

ISBN: 978-84-9773-855-2

Referencia bibliográfica:

Los contenidos de este libro deben ser referenciados como:

García-López, J. y Ogueta-Alday, A. (Eds). *Actas del XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. León 2016.



Queridos amigos,

Bienvenidos a la XXXIX Edición del Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales. Este Congreso es la cita anual que nos permite exponer e intercambiar nuestra investigación y experiencias en las tres áreas de la SIBB, Biomecánica Deportiva, Biomedicina y Biomateriales, en el ambiente cordial que caracteriza a nuestra Sociedad.

Este año celebramos el XXXIX Congreso de la SIBB en León, bajo la presidencia del Dr. Juan García López. Este Congreso ofrece actividades muy interesantes y atractivas, como el taller de Análisis Biomecánico de la Carrera, la Mesa Conjunta de Biomecánica Deportiva y Biomedicina, que realza el carácter multidisciplinar de nuestra Sociedad, y las Ponencias del área de Biomateriales.

Recordaremos en el Congreso a nuestro estimado Presidente, el Dr. José Antonio de Pedro, que tristemente nos ha dejado el pasado mes de febrero.

Quiero agradecer al área de Biomecánica Deportiva y especialmente al Dr. Juan García López la organización del Congreso. Estoy convencido de que su enorme esfuerzo y dedicación harán que esta edición vuelva a ser un éxito.

Os animo a que participéis activamente en el Congreso, y con el deseo de que nos veamos el próximo mes de octubre en León, recibid un fuerte abrazo de

Daniel Rodríguez Rius
Presidente en funciones de la SIBB



Estimados compañeros,

Es una enorme satisfacción para el Comité Organizador del XXXIX Congreso de la SIBB daros la bienvenida a este evento. También es muy gratificante tener la oportunidad de organizarlo en León, en el seno de la Universidad de León, la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, así como del Centro de Alto Rendimiento Deportivo. Nuestro vínculo con la biomecánica deportiva hace que este acontecimiento sea todavía más especial, coincidiendo con el año en que se celebran los Juegos Olímpicos de Río de Janeiro (Brasil).

Destacar que acuden a este Congreso miembros de las otras dos áreas que conforman la SIBB, como son la Biomedicina y Biomateriales, a cuyos miembros damos una calurosa bienvenida. Las tres áreas de la Biomecánica mencionadas dan un importante equilibrio a este evento, que se encuentra próximo a cumplir su cuadragésimo aniversario, lo cual certifica su gran papel en el desarrollo de la historia de la Biomecánica en España.

Los miembros del Comité Organizador deseamos que las actividades científicas y sociales programadas para este Congreso sean de vuestro agrado, así como que vuestra estancia en León sea lo más acogedora posible. Todos nuestros esfuerzos han estado y estarán dirigidos en ambos sentidos. Recibid un afectuoso saludo,

Juan García López
Presidente del Comité Organizador el XXXIX Congreso de la SIBB

TABLA DE CONTENIDOS

COMITÉS DEL CONGRESO	<u>7</u>
ENTIDADES ORGANIZADORAS	<u>9</u>
ENTIDADES COLABORADORAS	<u>9</u>
PATROCINADORES	<u>9</u>
INFORMACIÓN GENERAL	<u>10</u>
PROGRAMA RESUMIDO	<u>11</u>

PONENCIAS - BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Apoyo Biomecánico a Deportistas Olímpicos: El Modelo del Centro de Alto Rendimiento de Sierra Nevada <i>B. De la Fuente</i>	<u>14</u>
Diferencias en parámetros espacio-temporales entre corredores entrenados y no entrenados <i>J. Gómez-Molina, A. Ogueta-Alday, C. Stickley, J. Cámara Tobalina, J. Cabrejas-Ugartondo, J. García-López</i>	<u>24</u>

PONENCIAS – BIOMEDICINA

Fascitis plantares crónicas. Respuestas a infiltraciones de corticoides y PRP <i>A. Jiménez de la Marina, V. Bárcena Tricio, L. Rafael Ramos Pascua</i>	<u>30</u>
--	------------------

PONENCIAS – BIOMATERIALES

Ions-modified nanoparticles may affect the dissipation of energy through the resin-dentin interface <i>M. Toledano, F. Sanchez-Aguilera, E. Osorio, I. Cabello, M. Toledano-Osorio, R. Osorio</i>	<u>37</u>
Nanopolymers for regeneration of dental tissues <i>R. Osorio, E. Osorio, A.L. Medina-Castillo, M. Alaminos, C.A. Alfonso-Rodríguez, M. Toledano-Osorio, M. Toledano</i>	<u>38</u>

COMUNICACIONES LIBRES – BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Aceleraciones en los impactos en una carrera popular con calzado minimalista y convencional. Estudio piloto <i>J. Calvo Moreno, A. Muñoz López, J. Villacieros Rodríguez, A. Ferro Sánchez</i>	<u>40</u>
Efectos de un duatlón simulado (5-20-5 km) en las variables fisiológicas y biomecánicas de la carrera y el pedaleo: estudio piloto <i>C. Ordieres Martínez, J. García-López</i>	<u>41</u>
Tejido conectivo, avances clínicos en Medicina Deportiva <i>C.G. Sacristán, P. Gutierrez, J. Pan</i>	<u>42</u>
Relación entre los movimientos articulares durante la carrera <i>J. Rueda, G.Torres, A. Navandar, y E. Navarro</i>	<u>43</u>
Método para la valoración funcional y del rendimiento en baloncesto mediante acelerometría <i>A. Ruíz Álvarez, A. Muñoz López, J. Villacieros Rodríguez, A. Ferro Sánchez</i>	<u>44</u>
¿Podría ser el carro escolar una buena opción para los niños? <i>E. Orantes-Gonzalez, J. Heredia-Jimenez, VM. Soto-Hermoso</i>	<u>45</u>
Efecto de la fatiga en el ángulo de flexión de rodilla y tobillo en la fase de despegue en corredores recreacionales <i>B. Bazuelo-Ruiz, E. Medina, J.V. Durá-Gil, S. Llana-Belloch</i>	<u>46</u>

Estudio de la acción del Flic-Flac atrás en barra de equilibrio en condiciones cambiantes: estudio de caso <i>J. Velasco Osorio, J. Campos Granell</i>	<u>47</u>
Contribución de los brazos en el aterrizaje del salto vertical <i>D. Pancorbo, J. Olivares, F.J. Rojas, M. Gutiérrez-Dávila</i>	<u>48</u>
Definición de un modelo de marcadores epidérmicos de tórax-pelvis para la evaluación de la locomoción con mochila <i>J. Heredia-Jiménez, E. Orantes-Gonzalez</i>	<u>49</u>
VARIABLES CINEMÁTICAS DE LOS HOP TEST EN LA EVALUACIÓN FUNCIONAL DEL LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR <i>A. Gómez Bernal, V. Alfaro Santafé, J. Alfaro Santafé</i>	<u>50</u>
Influencia de la fatiga en la absorción de impactos bilateral en corredores recreacionales <i>B. Bazuelo-Ruiz, E. Medina, J.V. Durá-Gil, S. Llana-Belloch</i>	<u>51</u>
Análisis cinemático del pedaleo ciclista mediante sistemas de captura del movimiento en 2D y 3D <i>P. Abal del Blanco, J. García-López</i>	<u>52</u>
Efecto de la acción posterior a la recepción sobre la amortiguación de los saltos verticales <i>J. Olivares, D. Pancorbo, F.J. Rojas, M. Gutiérrez-Dávila</i>	<u>53</u>
Efectos del uso de medias compresivas en corredores sobre la acelerometría y el confort <i>F. J. Oficial, I. Aparicio, M. Gil-Calvo, M. José Gisbert, P. Pérez-Soriano</i>	<u>54</u>
La mochila escolar en Educación Primaria: hábitos, dolor de espalda y calidad de vida <i>E. Orantes-Gonzalez, J. Heredia-Jimenez</i>	<u>55</u>
Determinación de un índice de fatiga basado en parámetros espacio-temporales de la locomoción en mayores <i>J. Heredia-Jiménez, E. Orantes-Gonzalez, V.M. Soto-Hermoso</i>	<u>56</u>
Validación del sistema optoeléctrico Optogait para medir parámetros biomecánicos de la marcha atlética en tapiz rodante <i>D. Alvarez, A. Sebastian, L. Pellitero, V. Ferrer-Roca</i>	<u>57</u>
Influencia de las zapatillas de clavos en el rendimiento y las variables biomecánicas de la carrera de velocistas masculinos <i>P. Corbí-Santamaría, J. García-López</i>	<u>58</u>
La diferencia entre sexos en el golpeo de fútbol está influenciada por la presencia de una lesión previa de los isquiotibiales <i>A. Navandar, S. Veiga, J. Rueda, C. García, G. Torres, D. Chorro, E. Navarro</i>	<u>59</u>
¿Puede ser la termografía una herramienta útil en el ajuste de la postura en el ciclismo? <i>J.I. Priego Quesada, R. Salvador Palmer, F. Carpes, P. Pérez-Soriano, M. Gil-Calvo, I. Jimenez-Perez, A.G. Lucas-Cuevas, I. Aparicio, S. Llana-Belloch, R.M. Cibrián Ortiz de Anda</i>	<u>60</u>
Evaluación de las medias compresivas con efecto: frío / calor sobre la temperatura cutánea durante la carrera <i>M. Gil-Calvo, I. Jimenez-Perez, O. Sellés, J.I. Priego Quesada, I. Aparicio, A.G. Lucas-Cuevas, S. Llana-Belloch, P. Pérez-Soriano</i>	<u>61</u>
COMUNICACIONES LIBRES - BIOMATERIALES	
Compared biocompatibility of elastin-like recombinamer-based hydrogels formed through physical or chemical cross-linking <i>A. Ibáñez-Fonseca, I. González de Torre, E. Gómez-Hernández, C. del Cañizo, M. Alonso, F. Sánchez-Guijo, J. C. Rodríguez-Cabello</i>	<u>63</u>
Development of a hyaluronic acid/plasma-derived hydrogels for the optimization of dermo-epidermal autologous equivalents <i>A. Montero, M. García, D. Velasco, J. L. Jorcano</i>	<u>64</u>

- Mechanical modulation of human plasma-based skin scaffold via reactive ulti-arm polyethylene glycols** *R. Corrales, M. Sikorski, M. García, D. Velasco, J. L. Jorcano* **65**
- Electrodeposición de fosfato de calcio con agentes antimicrobianos sobre titanio** *E. Vidal, E. Rupérez, D. Rodríguez* **66**
- Materiales porosos interconectados bioactivos para raquis** *M. Ortiz-Hernández, M. Molmeneu, K. Rappe, C. Mas-Moruno, M. Punset, S. Torrent, M. Avilés, J.A. Calero, J. Franch, F.J. Gil, J.M. Manero* **67**
- Synthesis and characterization of polymeric nanoparticles with potential anti-inflammatory capacity for surface modification of biomaterials** *E. Espinosa-Cano, A. González-Gómez, M.R. Aguilar, D. Velasco, J. San Román* **68**
- New bioactive polymers for tissue engineering** *M. Puertas-Bartolomé, A. Lillo, B. Vázquez-Lasa, J. San Román* **69**
- Factores biopatológicos asociados al aflojamiento protésico de rodilla y análisis de los cambios inducidos en los dispositivos** *J. Parra, B. Segovia, A.J. Ríos, J.A. Valverde, M. Fernández, M.R. Martín, J. San Román* **70**
- The potential of hybrids for bone regeneration, bioactivity biodegradation and cytotoxicity** *D.A. Sánchez-Téllez, L. Téllez-Jurado, J. Rubio, A. Tamayo, L.M. Rodríguez-Lorenzo* **71**

PÓSTERES – BIOMECÁNICA DEPORTIVA

- Estudio cinemático de la navegación en vela ligera en función del bordo** *I. Chicoy, A. García-Gallart, A. Manzanares, F. Segado, A. Encarnación-Martínez* **73**
- HUBEMA LAB. Laboratorio multidisciplinar de análisis del movimiento y comportamiento humano** *J. Heredia-Jimenez, E. Orantes-Gonzalez, Miguel Jimenez, Kawtar Benghazi, Manuel Noguera* **74**
- Efectos agudos de Flexibilidad Estática o Dinámica aplicadas en el calentamiento de bailarinas de Danza Contemporánea** *I. Jiménez, A. Encarnación-Martínez, O. Abellan* **75**
- Valoración mecánica de la contracción muscular con TMG. Tiempo de Contracción según los genotipos del gen ACTN3** *J. Valios, I. Diez-Vega, J. Cerdá, J.J. Molina* **76**
- Discriminantes de la Marcha Humana entre Hombres y Mujeres** *M. Gomez Jimenez, C. López de Subijana Hernández* **77**

PÓSTERES – BIOMEDICINA

- Estudio, mediante técnicas optomecánicas, de la estabilidad primaria del vástago femoral implantado** *E. García, R. Salcedo, A. Ros* **79**

PÓSTERES - BIOMATERIALES

- Liberación controlada de fármacos de un recubrimiento polimerizado por plasma sobre titanio** *J. Buxadera-Palomero, C. Labay, C. Canal, F. J. Gil, D. Rodriguez* **81**

COMITÉS DEL CONGRESO

COMITÉ DE HONOR

D. Juan Francisco García Marín

Rector Magnífico de la Universidad de León

D. Julián Espartero Casado

Decano de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad de León

D. Isidoro Martínez Martín

Vicerrector de Responsabilidad Social, Cultura y Deportes. Universidad de León

COMITÉ ORGANIZADOR

Presidente

Juan García López

Secretaría

Pedro Andrés Fernández

Nieves García Fernández

Vocales

Juan Carlos Morante Rábago

Concepción Tuero del Prado

María José Álvarez Álvarez

José Antonio Rodríguez Marroyo

José Gerardo Villa Vicente

José Vicente García Tormo

David Suárez Iglesias

Pedro Abal del Blanco

Pedro Corbí Santamaría

COMITÉ CIENTÍFICO

Presidente

Marcos Gutiérrez Dávila

Secretaria

Ana Carmen Ogueta Alday

Vocales

Pilar Bel Rafecas

José Campos Granell

Esteban Collell Llovera

Alberto Encarnación Martínez

Ventura Ferrer Roca

Javier Gil Mur

Luis Fernando Llanos Alcazar

Maria Pau Ginebra Molins

Pedro Pérez Soriano

José Carlos Rodríguez Cabello

Daniel Rodríguez Rius

Francisco Javier Rojas Ruiz

Julio San Román del Barrio

Joan Valentí Ardanuy

Antonio Viladot Voegli



JUNTA DIRECTIVA

Presidente en funciones

Daniel Rodríguez Rius

Secretario

Luis M. Rodríguez Lorenzo

Tesorero

Esteban Collell

Director de la Revista

Daniel Rodríguez Rius

Vocales

Antonio Viladot Voegli

M^a Dolores Cabañas Armesilla

José Campos Granell

Francisco Javier Gil Mur

Julio San Román del Barrio

Adoración Villarroya Aparicio

Joan Valentí Ardanuy

ENTIDADES ORGANIZADORAS



Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales



Universidad de León



Centro de Alto Rendimiento de León

ENTIDADES COLABORADORAS



Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de León



European Society of Biomaterials



Consejo Superior de Deportes



Instituto de Ciencias de la Salud de Castilla y León

PATROCINADORES



Ayuntamiento de León



Kistler Ibérica



Instituto de Biomecánica de Valencia



BiomechSOLUTIONS



INFORMACIÓN GENERAL

Fechas y sede

El XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales tuvo lugar del 21 al 23 de octubre de 2016 en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de León, y en el Centro de Alto Rendimiento Deportivo (CAR) de León (Consejo Superior de Deportes).

Página web

<http://sibb2016.wixsite.com/leon>

Áreas temáticas

El Congreso recogió ponencias, comunicaciones y pósteres de las siguientes 3 áreas temáticas propias de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales:

AR1: Biomecánica Deportiva

AR2: Biomedicina

AR3: Biomateriales

PROGRAMA RESUMIDO

Viernes, 21 de octubre de 2016		
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (FCAFD)		
9:00 h	Análisis biomecánico de la carrera Pedro Pérez Soriano (Universidad de Valencia) Albero Encarnación Martínez (UCAM Murcia)	
14:00 h	Registro y entrega de documentación (<i>hall</i> de la FCAFD)	
15:00 h	Bienvenida e inauguración del Congreso SIBB 2016 (Sala Grados FCAFD)	
	Sala 1 de la FCAFD (Biomecánica Deportiva)	Sala 2 de la FCAFD (Biomateriales)
15:30 h	Apoyo biomecánico a deportistas olímpicos (Moderador: Javier Rojas Ruiz) Ventura Ferrer (CAR Sant Cugat) Javier Argüelles (CAR Sierra Nevada) Blanca de la Fuente (CAR Sierra Nevada)	Biomateriales (Moderadora: María Pau Ginebra) ¹ Ana Paula Prego (INEB Porto) ² Manuel Toledano (Universidad Granada) ³ Raquel Osorio (Universidad Granada)
17:30 h	PAUSA CAFÉ (hall de la FCAFD)	
18:00 h	Workshop Compañía Kistler Ibérica (Lab. Biomecánica FCAFD) (plataformas de fuerza para la valoración biomecánica)	
18:30 h	Comunicaciones libres de Biomecánica Deportiva y Biomedicina (Moderador: Marcos Gutiérrez Dávila) CD1-CD10	Comunicaciones libres de Biomateriales (Moderador: Daniel Rodríguez Rius) CB1-CB4
21:30 h	PROGRAMA SOCIAL (recorrido gastronómico por el Barrio Humedo)	
Sábado, 22 de octubre de 2016		
Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (FCAFD)		
	Sala 1 de la FCAFD (Biomecánica Deportiva y Biomedicina)	Sala 2 de la FCAFD (Biomateriales)
09:00 h	Últimas investigaciones en Biomecánica Deportiva y Biomedicina (Moderadora: Ana Ogueta Alday) ⁴ Pedro Pérez (Universidad de Valencia) ⁵ Josué Gómez (Universidad del País Vasco) ⁶ Alberto Encarnación (UCAM Murcia)	Papel de los biomateriales en el refuerzo de la columna vertebral (Moderador: Luis Rodríguez) David C. Noriega (Hospital Universitario Valladolid) patrocinado por IECSYL
11:00 h	PAUSA CAFÉ (hall de la FCAFD) / PRESENTACIÓN DE POSTEROS (P1-P7)	
11:30 h	Comunicaciones libres de Biomecánica Deportiva y Biomedicina (Moderador: Joan Valentí Ardanuy) CD11-CD22	Comunicaciones libres de Biomateriales (Moderador: Javier Gil Mur) CB5-CB9
14:00 h	COMIDA DE TRABAJO (Cafetería La Universitaria, salida desde el hall FCAFD)	
Centro de Alto Rendimiento de León (CAR-León)		
16:00 h	Workshop compañía BiomechSolutions (captura y análisis 3D del movimiento mediante tecnología "markerless")	
17:00 h	Workshop Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) (Sistema Kinescan: Pruebad de Flexión-Relajación)	
17:30 h	Workshop compañía Vitia Helathy Expeireince (Sistema de electromiografía Myontec Mbody)	
18:00 h	ASAMBLEA GENERAL DE LA SIBB (CAR León)	
Real Colegiata de San Isidoro de León (puerta principal Basílica)		
20:00	Visita Guiada al Museo Panteón de San Isidoro de León	
21:00	CENA DE CLAUSURA Y ENTREGA DE PREMIOS	
Domingo, 23 de octubre de 2016		
Catedral de León (entrada principal)		
10:30 h	Visita a la Ruta Romana de la Ciudad de León (Patrocinada por el Excmo. Ayuntamiento de León)	
12:00 h	Visita aguiada por la ciudad de León (Patrocinada por el Excmo. Ayuntamiento de León)	
14:00 h	FIN DEL PROGRAMA SOCIAL DEL CONGRESO	



PONENCIAS



PONENCIAS
- BIOMECÁNICA DEPORTIVA -

Apoyo Biomecánico a Deportistas Olímpicos: El Modelo del Centro de Alto Rendimiento de Sierra Nevada

B. De la Fuente¹

¹ Responsable del Departamento de Biomecánica y Análisis del Rendimiento del C.A.R de Sierra Nevada. Centro de Alto Rendimiento, Sierra Nevada, 18196 (Monachil), Granada. España.

*correo electrónico: blanca.delafuente@csd.gob.es

Palabras Clave: Evaluación, Rendimiento, Natación, Feedback Inmediato, Corrección.

Introducción.

El rendimiento de un nadador en competición se determina en función del tiempo total transcurrido desde la señal de salida hasta finalizar la distancia de la prueba, definida en cada caso por el reglamento [1, 2, 3]. En la actualidad, la concepción de las pruebas de natación difiere bastante de las primeras competiciones regulares que datan de mediados del siglo XIX en Inglaterra, donde el único criterio para determinar el rendimiento era el tiempo total invertido en la prueba. Sin duda es cierto que el nadador que obtenga menor tiempo en su prueba, será el que obtenga la victoria en competición. Sin embargo, se pueden seguir distintos planteamientos con vistas a afrontar dicha competición.

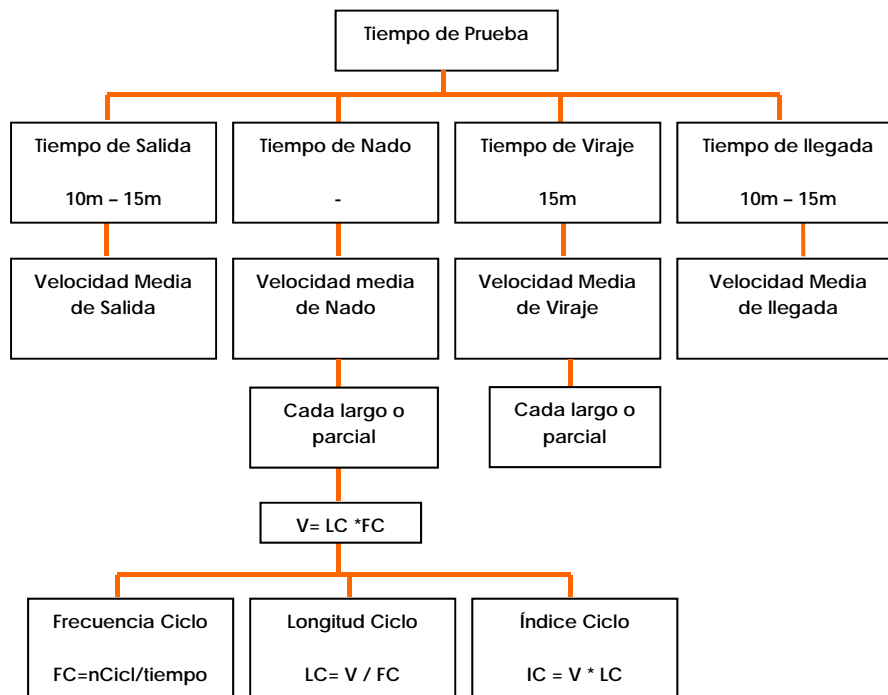
Hay et al. [4], abandonaron esta perspectiva global de las pruebas de natación al concebirlas no como un todo, sino como la sucesión de varias fases intermedias. Así el nivel de un nadador, determinado hasta entonces por el tiempo de prueba, se entendió a partir de entonces como la suma del rendimiento alcanzado en cada una de las fases que la componen: Tiempo de salida, Tiempo de Nado y Tiempo de Virajes. En su día éstos autores no consideraron la llegada como una fase específica, sin embargo en la actualidad esta fase se define como el tiempo que invierte el nadador en recorrer los últimos 5 metros de la prueba [1]. Las variaciones en la frecuencia de ciclo y el contacto de las manos con la pared justifican la definición de esta fase, a pesar de que la técnica empleada en esta fase es la misma que la empleada durante el tiempo de nado. La figura 1 muestra de forma esquemática las fases consideradas en la actualidad en el análisis de la competición.

El nivel de maestría adquirido en una determinada fase, no implica necesariamente un nivel semejante en el resto de las fases que componen una prueba, ya que el tipo de habilidad que se lleva a cabo en cada una de ellas es totalmente distinto. Aunque la habilidad de natación se considera una modalidad deportiva cíclica [5], solamente entre el 75%-80% de la distancia total recorrida por el nadador, responde fielmente a movimientos de carácter cíclico, mientras que el resto de la distancia recorrida, entre un 20% y un 25%, [6], se cubre mediante movimientos acíclicos, como son la salida, la ejecución de los virajes junto con su preparación previa y posterior deslizamiento y por último, la llegada, que pretende en los últimos metros de la prueba, la adecuación del nado al contacto con la pared.

La estructuración de las pruebas de natación como la sucesión de diversas fases facilita el análisis cuantitativo de las mismas. El estudio y la interpretación de las relaciones que se establecen entre las fases de la prueba, así como entre ellas y el tiempo total permite extraer conclusiones relevantes que resultan de gran utilidad a entrenadores y nadadores.

Así, se puede planificar la mejora global de una prueba basándonos únicamente en los resultados globales, tratando de mejorar ligeramente cada una de las fases que componen la prueba o bien mejorando específicamente la fase más deficiente [7]. Sin embargo, resulta más eficiente mejorar el rendimiento de un nadador trabajando sobre sus puntos débiles más que entrenando todas sus cualidades [3, 8 y 9]. Así, dependiendo de la especialidad del nadador en lo que respecta a la distancia de prueba, será más importante consolidar o mejorar específicamente determinadas fases. Esto es debido a que el porcentaje de tiempo empleado en cada fase y por lo tanto su importancia relativa, varía en función de la distancia de la prueba [10]. Igualmente, dependiendo del tipo de piscina en que se lleve a cabo la competición (50 m o 25 m), la importancia de cada fase será diferente. Así, en piscina larga, la importancia de los virajes disminuye, llegando incluso a desaparecer como sucede en las pruebas de 50 m. En las pruebas del hectómetro, tan sólo se efectúa un viraje por prueba, por lo que su contribución al tiempo total, también tendrá menos relevancia.

Figura 1. Variables cuantitativas utilizadas en el análisis de la competición adaptado de [4].



Importancia del Control del Entrenamiento.

Tras la adecuada planificación del entrenamiento, una forma de comprobar la progresión y eficacia del mismo es evaluando al nadador a lo largo de la temporada. La finalidad de la evaluación es por tanto, facilitar y mejorar el proceso de aprendizaje o entrenamiento, planteando de forma estratégica actuaciones futuras con el objetivo de elevar el nivel inicial de rendimiento, considerando las posibilidades reales para perfeccionar la habilidad relativa a cada tramo específico de la prueba. Dependiendo del momento en que se lleve a cabo la evaluación podemos hablar de “Evaluación Inicial”, que pretende emitir un diagnóstico previo que permita establecer los objetivos y pautas de actuación o bien de “Evaluación Global”, que lo que pretende es valorar una progresión comparando la

actuación del nadador respecto a un referente externo (otros competidores) o bien comparándola con ejecuciones anteriores.

Independientemente del tipo de evaluación que se lleve a cabo debemos cerciorarnos de ser rigurosos y objetivos en el proceso para que los datos que se extraigan nos permitan establecer pautas de actuación concisas a la hora de planificar futuros entrenamientos. La evaluación tradicionalmente empleada por los entrenadores, puede enmascarar la evolución de los resultados por los errores cometidos en el proceso de evaluación. Así en lo que se refiere a la evaluación de la ejecución técnica nos encontramos ante un escaso tiempo de observación en gestos como las salidas y los virajes; cierta subjetividad en la observación en función de los conocimientos del entrenador y también los condicionantes espaciales debido a que los gestos se realizan entre un medio aéreo y acuático con la distorsión visual que esto puede provocar. Por otro lado en lo que se refiere a la evaluación del resultado, es decir la cuantificación de determinados fases, encontramos también cierta subjetividad a la hora de determinar la distancia sometida a estudio y también un error generado por las diferencias entre cronometraje manual, comúnmente empleado por los entrenadores y cronometraje electrónico. La siguiente tabla muestra las diferencias obtenidas entre tiempos obtenidos con cronometraje manual y a través de fotogrametría.

Tabla 1. Diferencias entre tiempo manual y tiempo obtenido a través de fotogrametría. [11]

Tiempos de salida en 15 m obtenidos mediante cronometraje manual y a través de fotogrametría.					
N= 43	T. MANUAL		T. FOTOGAMETRÍA		
VARIABLE	Media	D.T.	Media	D.T.	Dif.
T15 m	8.76	1.42	9.20	1.45	***

*** p<.001

Para asegurarnos esta objetividad en la evaluación de nuestros nadadores podemos recurrir a los análisis de la competición que se llevan a cabo en los eventos de carácter nacional y/o internacional por equipos experimentados y la tecnología apropiada o bien recurrir al registro en vídeo durante los entrenamientos o sesiones específicas de evaluación y realizar el posterior análisis para obtener las variables que deseamos someter a estudio. En cualquier caso, ambas alternativas ofrecen una serie de ventajas e inconvenientes. Así, los Análisis de la Competición ofrecen: Objetividad en los resultados obtenidos, la posibilidad de comparación con futuros rivales en cada prueba lo que implica la facilidad de planificar futuras actuaciones, y también la comparación a largo plazo en los eventos de más relevancia. Sin embargo, este tipo de análisis tan puntuales, se tornan insuficientes para determinar la progresión a lo largo de una temporada, ya que no permiten evaluaciones intermedias para ajustar las pautas de actuación. Por otro lado hay que decir que requieren además de un cierto nivel del nadador siendo necesario que el nadador acceda a las finales para que éste pueda ser evaluado.

Por otro lado el registro en vídeo y posterior análisis de variables tiene también sus ventajas e inconvenientes, que deberán ser tenidos en cuenta a la hora de llevar a cabo una evaluación. El registro en vídeo de los entrenamientos permite el aprendizaje y/o entrenamiento del modelo técnico, cosa que no puede llevarse a cabo en el análisis de la competición. Por otro lado permite el análisis cuantitativo del rendimiento así como la

posibilidad de obtener mayor número de parámetros. Además una ventaja añadida es que posibilita la evaluación a corto, medio y largo plazo pudiendo realizar ajustes a lo largo de la planificación de una o varias temporadas. Sin embargo, uno de los inconvenientes que plantea es la disponibilidad del material necesario para llevarlo a cabo. Sin embargo los costes de este tipo de tecnología se abaratan cada vez más haciéndolas más accesibles a todo el mundo. Del mismo modo, dependiendo del número de variables que queramos someter a estudio podemos entender como un cierto hándicap la demora en la obtención de los resultados. Sin embargo, simplificando los sistemas de medida así como las evaluaciones podemos conseguir resultados rápidamente o incluso ofrecer feedback inmediato durante las sesiones de entrenamiento.

Parece oportuno por tanto establecer un plan periódico de evaluación de los componentes de la prueba para determinar las mejoras en la técnica y el rendimiento en natación. La posibilidad de comparar los datos permite orientar con más precisión los objetivos en posteriores ciclos de entrenamiento. El momento más efectivo para valorar el rendimiento de nuestro nadador será sin duda durante las competiciones principales pues es ahí donde el nadador compite al límite de sus posibilidades [3]. Sin embargo, los sistemas de evaluación explicados con anterioridad deben complementarse en la medida de lo posible para asegurar una correcta planificación a corto, medio y largo plazo.

Metodología empleada en el C.A.R. de Sierra Nevada.

En la Unidad de Análisis del Rendimiento del C.A.R. de Sierra Nevada, se tienen en cuenta las consideraciones citadas anteriormente sobre la correcta forma de evaluación del rendimiento de los nadadores. En base a ello y a las posibilidades existentes en la actualidad, podemos analizar la progresión en el rendimiento a lo largo de las distintas estancias en el centro. A continuación detallamos la forma de actuación:

1. Recopilación de información actualizada de los modelos técnicos.
2. Búsqueda de resultados cuantitativos de deportistas de nivel o edad similar
3. Recopilación de información cuantitativa y/o cualitativa de los deportistas a evaluar (Competiciones recientes / Protocolos previos realizados en el CAR).
4. Selección de los protocolos a realizar durante la concentración (Coordinación con el programa de trabajo / Disponibilidad de la instalación).
5. Su aplicación como elemento de evaluación o como aplicación al entrenamiento.
6. Propuesta de un programa de trabajo a medio plazo con los entrenadores y deportistas
7. Contacto con el entrenador y deportista aportando información adicional o recomendaciones

Protocolos desarrollados en el C.A.R. de Sierra Nevada.

La altitud a la que se encuentra el CAR de Sierra Nevada (2.320 m) condiciona la duración y las características de las estancias de los equipos que nos visitan. El hecho de ser un centro de entrenamiento en altura hace que la duración de las concentraciones oscile en la mayoría de los casos entre 3 y 5 semanas. Esto condiciona el planteamiento para evaluar a los nadadores, ya que se deben tener en cuenta muchos factores a la hora de establecer un plan de actuación.

En primer lugar debemos tener en cuenta que las sesiones de evaluación no deben distorsionar ni modificar la planificación prevista para esas semanas ya que los entrenadores no quieren “sacrificar una sesión de volumen” por una sesión de evaluación.

Por este motivo tratamos de reducir al máximo la duración de las sesiones de evaluación para que el entrenador pueda contabilizar esa sesión como un esfuerzo máximo e incluirlo como una carga más de entrenamiento en la sesión que más le convenga. Además de ello, también tenemos en cuenta la demora que necesitamos para entregar los resultados. En un centro de entrenamiento permanente se puede recurrir a la evaluación siempre que el entrenador lo requiera. Sin embargo, en nuestro Centro, debemos ofrecer los resultados de las evaluaciones rápidamente si pretendemos que el entrenador pueda hacer uso de ellos para modificar o adaptar su planificación prevista. En muchas ocasiones se plantea una sesión de evaluación a principio de la estancia. Con la mayor brevedad posible, los entrenadores y nadadores reciben los resultados y tras trabajar sobre ellos, se plantea otra sesión de evaluación al final de la concentración que permite comprobar la progresión de los nadadores.

En otras ocasiones, cuando los entrenadores conocen los sistemas que ofertamos y organizan las sesiones de evaluación sin temor a perder volumen dentro de la planificación, podemos orientar las sesiones de evaluación de otro modo, ofreciendo en cada sesión de entrenamiento información visual y objetiva a través de fotogrametría, y aportando feedback inmediato tras cada ensayo. En estos casos se trabaja directamente con el nadador tratando de modificar su patrón técnico erróneo y empleando por tanto el número de ensayos necesarios hasta que se vislumbra el nuevo patrón motor que el nadador debe asimilar.

Del mismo modo se aporta tras cada ensayo el tiempo empleado en cada fase. El hecho de conocer el tiempo invertido en la ejecución y la visualización de su propia ejecución permiten al nadador modificar el patrón motor de su ejecución gracias al feedback intrínseco generado tras cada ensayo [11]. Por otro lado debemos enfatizar que el feedback intrínseco del nadador contrastado objetivamente con el feedback informativo visual mejora no sólo el proceso de corrección técnica sino también la uniformidad de la ejecución tendiendo a unificar el rendimiento.

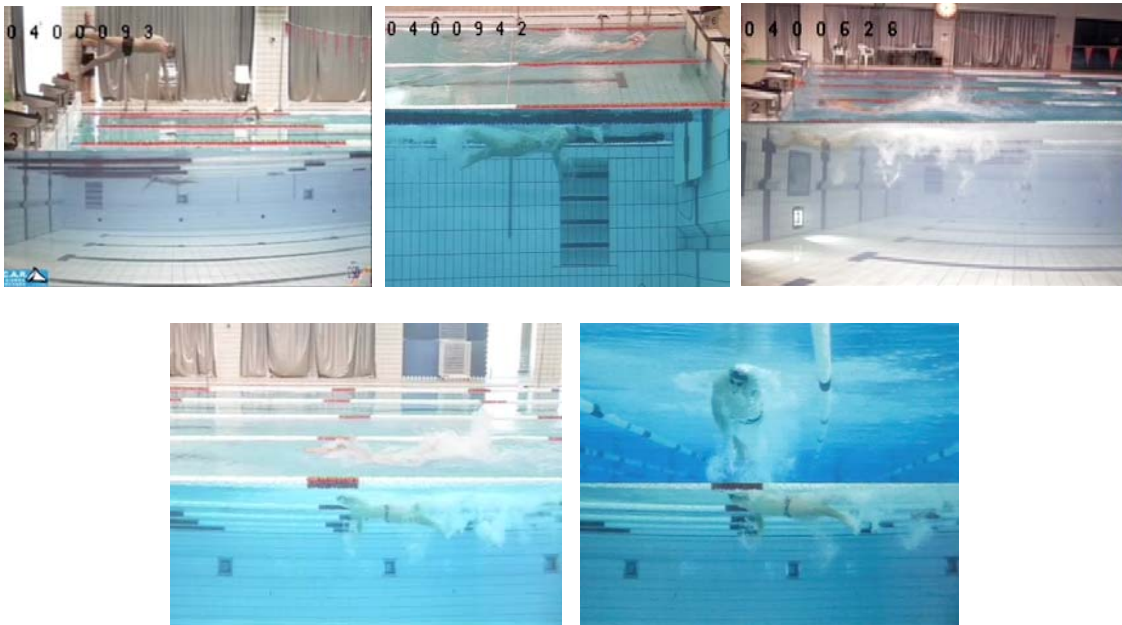
Teniendo en cuenta estas peculiaridades a la hora de planificar un tipo u otro de evaluación durante las estancias en el CAR de Sierra Nevada, pasamos a explicar cada uno de los protocolos ofertados.

Entrega de resultados tras el procesamiento de los datos.

Cuando la evaluación de los nadadores se realiza dentro de una sesión de entrenamiento, lo primordial es interferir lo menos posible en la planificación y carga de trabajo prevista para esa sesión. Por ese motivo registramos uno o dos ensayos máximos del gesto a analizar para, a continuación, proceder al análisis de las imágenes y entregar los informes y resultados en el menor tiempo posible. En este tipo de protocolos podemos analizar la calidad de la ejecución técnica, desde un punto de vista cualitativo o bien centrarnos en el análisis cuantitativo de determinadas variables como indicadores de rendimiento.

Para el análisis cualitativo de la ejecución técnica procedemos al registro en vídeo en el plano lateral y/o frontal a través de una o más cámaras dependiendo del gesto que queramos analizar. En el caso de la salida, el viraje o la llegada se colocan dos cámaras sagitalmente al desplazamiento del nadador (una aérea y otra subacuática). En el caso de estudio de la técnica de nado, las cámaras se colocan bien lateralmente o frontalmente tal y como se muestra en la figura 2.

Figura 2. Miniaturas de ejemplo de cada uno de los protocolos ofertados en el CAR de Sierra Nevada: Salida, Viraje, Llegada, Técnica Nado (vista sagital y frontal).

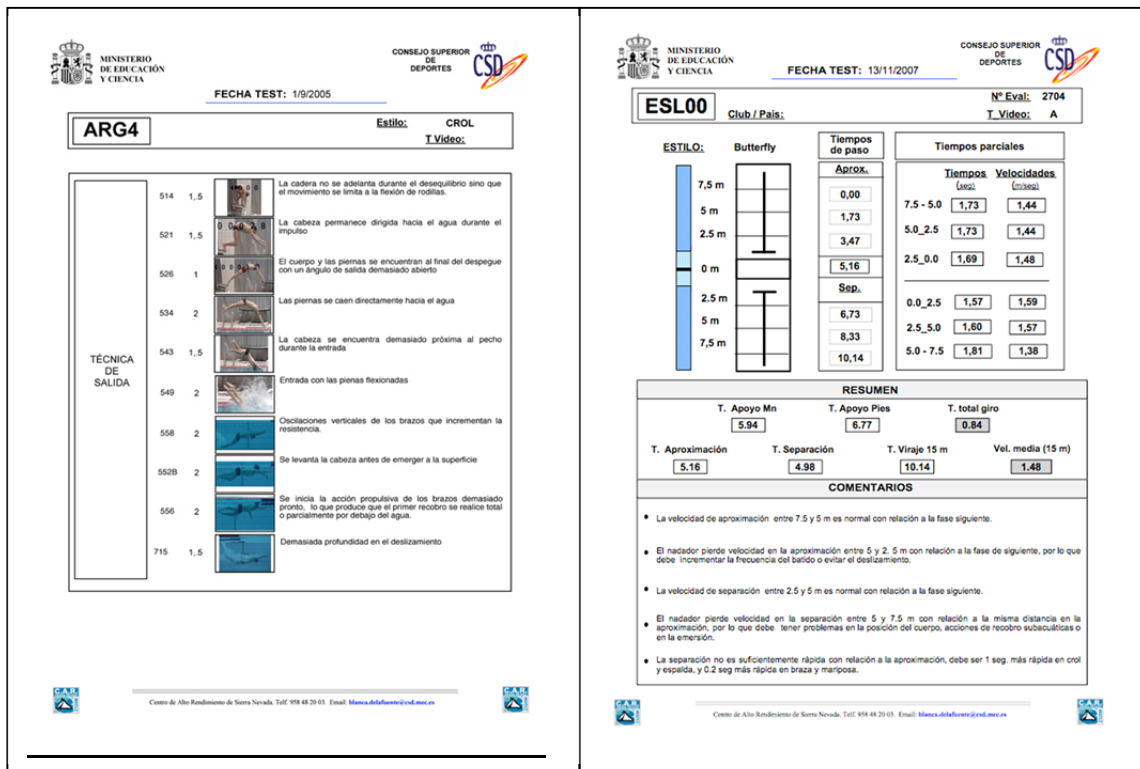


Una vez obtenidas las imágenes se procede al análisis de las mismas. Cuando lo que se pretende es llevar a cabo un análisis cualitativo, se determinan los errores técnicos tipificándolos a través de una base de datos que nos permita comparar la progresión de los nadadores a lo largo de las sesiones de evaluación llevadas a cabo en el centro. Esta base de datos codifica los errores en función de su importancia y genera de forma inmediata los informes para entregarlos al entrenador junto con la grabación completa de la sesión de evaluación. Esto permite al entrenador priorizar los ejercicios de corrección técnica basándose en la posibilidad de mejora del rendimiento.

Además, también se llevan a cabo análisis cinemáticos y cinéticos de determinadas variables susceptibles de influir en el rendimiento específico de cada fase. Así, de forma independiente analizamos la fase de salida, la fase de viraje o la llegada.

También se puede realizar un test completo de 50 m + Viraje que incluye el análisis de cada una de éstas fases, además de la fase de nado con su correspondiente análisis de frecuencia, longitud e índice de ciclo. Así en función de las necesidades del entrenador ofrecemos 4 niveles de análisis cuantitativo: Tiempos y Velocidades, Posiciones y Desplazamientos, Ángulos y Fuerzas.

Figura 3. Ejemplo de los informes entregados en los protocolos con procesamiento de datos:
Informe cuantitativo e informe cualitativo de virajes.



Para la realización del análisis disponemos de programas específicos de gestión. Así desentrelazamos el vídeo a 50 Hz, superponemos las referencias visuales de las distancias sometidas a estudio sobre la imagen de vídeo y mediante bases de datos automatizadas que obtienen el código de tiempo interno del vídeo, obtenemos todos los tiempos y velocidades parciales así como la comparación entre ellas, de forma que se puedan sacar conclusiones con vistas a mejorar las fases más deficientes.

En el caso del segundo nivel de análisis en el que se obtienen distancias y desplazamientos, se procede a la digitalización de cada uno de los fotogramas mediante software específico y se obtienen variables como distancia de vuelo o velocidades parabólicas del centro de gravedad. Finalmente en lo que se refiere al análisis cinético de las fuerzas que intervienen en la salida y/o el viraje se coloca una plataforma de fuerza subacuática Kistler, bien sobre el poyete de salida o bien anclada a la pared de virajes, de modo que se registran las fuerzas (en los 3 ejes) que aplica el nadador para realizar cada una de éstas fases. El estudio de las fuerzas tanto de sus valores como de la distribución gráfica, nos ayuda a detectar errores técnicos así como a asesorar sobre la forma de aplicación de la fuerza para que ésta sea más efectiva.

En cada caso se entrega con la menor demora posible la correspondiente secuencia de vídeo junto con el informe específico en el nivel de análisis anteriormente consensuado (figura 3).

Feedback Inmediato durante los entrenamientos.

Cuando el entrenador busca una intervención más directa y continuada durante los entrenamientos, se plantean otro tipo de protocolos en los que se ofrece al nadador feedback inmediato informativo con vídeo (FIV) tras cada uno de los ensayos. De ésta forma el nadador puede observar la ejecución técnica y tratar de modificar los elementos susceptibles de mejorar el rendimiento.

Así en el proceso de corrección de las fases acíclicas (salidas y virajes) las metodología de registro de imágenes es idéntica a la empleada en el análisis cuantitativo (figura 2). Se colocan cámaras sagitales (aéreas y subacuáticas) de forma que se registre toda la secuencia del gesto. Dichas imágenes son capturadas en el ordenador en tiempo real y proyectadas sobre las pantallas de observación, de forma que el nadador al finalizar su ejecución pueda visualizar el gesto a pie de piscina y conocer el tiempo empleado en cada ensayo. Además de ello un software específico permite superponer las imágenes de los dos últimos ensayos de forma que se puedan observar y analizar las diferencias entre ambos ensayos y relacionar el rendimiento (tiempo electrónico) con la ejecución y las sensaciones del nadador durante la realización del gesto (feedback intrínseco).

Figura 4. Proyección del gesto técnico sobre una pantalla a pie de piscina.

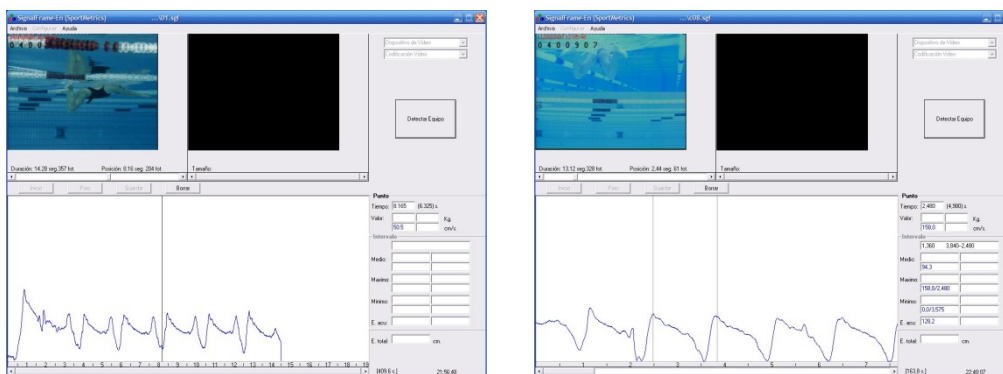


Para poder realizar correcciones en la técnica de nado aportando información de forma inmediata, empleamos un *encoder* lineal o velocímetro. Se trata de un sensor que registra la velocidad horizontal de la cadera del nadador y sincroniza la gráfica de la velocidad con las imágenes de vídeo (figura 5). Esto permite observar de forma detallada qué sucede en la ejecución técnica cuando la velocidad del nadador sufre variaciones o desciende hasta determinados valores. Para ello, se realiza un ensayo a velocidad máxima que permite observar los errores técnicos que el nadador tiene automatizados. A continuación se observa el registro de velocidad y lo que sucede en la técnica y en función de lo observado se plantean ejercicios de corrección. El nadador repite el ejercicio, ésta vez a menor velocidad tratando de incidir en los puntos clave. Tras registrar el siguiente ensayo se superponen ambas ejecuciones para poder comprobar si ha existido una mejora en las variaciones de velocidad.

La observación de dichas variaciones de velocidad y sus correspondientes registros de vídeo, junto con las sensaciones que percibe el nadador durante la ejecución del gesto (feedback intrínseco), mejoran sustancialmente el proceso de corrección. La asociación de percepciones, imágenes y gráficas objetivas muestran al nadador la forma de orientar y

enfocar sus futuras sesiones de entrenamiento técnico para tratar de consolidar esas correcciones y automatizar una “nueva” técnica de nado, con un incremento sustancial de la velocidad. La observación de dichas variaciones de velocidad y sus correspondientes registros de vídeo, junto con las sensaciones que percibe el nadador durante la ejecución del gesto (feedback intrínseco), mejoran sustancialmente el proceso de corrección. La asociación de percepciones, imágenes y gráficas objetivas muestran al nadador la forma de orientar y enfocar sus futuras sesiones de entrenamiento técnico para tratar de consolidar esas correcciones y automatizar una “nueva” técnica de nado, con un incremento sustancial de la velocidad.

Figura 5. Software que gestiona el Velocímetro. Se puede observar el cursor sincronizado con la imagen de vídeo (izquierda) o bien la gráfica ampliada con valores máximo, mínimo y promedio (derecha).



Transcurridos unos días también se entrega al entrenador las imágenes correspondientes a la sesión de evaluación así como un informe que le permite observar los parámetros de velocidad más relevantes sin necesidad de emplear el software específico empleado en el CAR. Esto permite al entrenador revisar los vídeos y velocidades una vez terminada su estancia en el Centro.

Conclusiones.

La evaluación de la técnica en deportistas de alto rendimiento conlleva una colaboración estrecha con el cuerpo técnico que programa el entrenamiento del nadador. Los diferentes protocolos a utilizar (que son muy numerosos en la actualidad) deben seleccionarse en función de las necesidades del deportista, el momento concreto de la temporada, junto con la posible aportación en la mejora del rendimiento del nadador. Dicha selección y correcto uso, probablemente sea lo más complicado en el proceso de apoyo biomecánico del deportista, que muchas veces se ve limitado por la propia experiencia del evaluador en el deporte en cuestión.

En el presente trabajo se ha mostrado el origen, la filosofía y algunos ejemplos del tipo de trabajo que se lleva a cabo en el Centro de Alto Rendimiento de Sierra Nevada. Unas instalaciones extraordinarias junto con la posibilidad de evaluar a deportistas de todos los niveles, nos ha llevado a desarrollar multitud de procedimientos para evaluar todos los aspectos técnicos que requiere un nadador. La limitación de trabajar durante las concentraciones en altura, impide las posibilidades de realizar un seguimiento más continuado de los deportistas, pero esto se compensa con procedimientos rápidos y precisos de evaluación.

Referencias.

1. Absaliamov, T., & Timakovoy. (1990). Análisis de la actividad competitiva del nadador. (A. I. Zvonarev, Trans.). In *Aseguramiento Científico de la Competición* (1 ed., Vol. 1, pp. 58-81). Moscú: Vneshtorgizdat.
2. Arellano, R. (1991). Análisis Estadístico Básico de los Resultados Obtenidos en los Campus de Promesas Realizados en Cartagena (Informe): Consejo Superior de Deportes - Federación Española de Natación.
3. Mason, B. (1999a). Biomechanical Race Analysis. *ASCA Worl Clinic*, 99-114.
4. Hay, J. G., Guimaraes, A. C. S., & Grimston, S. K. (1983). A Quantitive Look at Swimming Biomechanics. In J. G. Hay (Ed.), *Starting, Stroking & Turning (A Compilation of Research on the Biomechanics of Swimming, The University of Iowa, 1983-86)* (pp. 76-82). Iowa: Biomechanics Laboratory, Departament of Exercise Science.
5. Ruiz, L. M. (1994). *Deporte y Aprendizaje. Procesos de Adquisición y Desarrollo de Habilidades*. Madrid: Visor.
6. Sanchez, J. A., & Arellano, R. (2001). El análisis de la competición en natación: estudio de la situación actual, variables y metodología. In R. Arellano & A. Ferro. (Eds.), *Análisis Biomecánico de la Técnica en Natación: Programa de Control del deportista de Alto Nivel* (Vol. 32). Madrid: Ministerio de Educación, cultura y deporte. CSD.
7. Absaliamov, T. (Ed.). (1984). *Controlling the Training of Top-Level Swimmers* (1 ed. Vol. 1). Helsinki, Finland: John L. Cramer.
8. Mason, B. (1999b). Where are races won (and lost)? Paper presented at the SWIMMING: Applied Proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports., Perth: Western Australia.
9. Mason, B. R., & Cossor, J. M. (Eds.). (2000). What can we learn from competition analysis at the 1999 Pan Pacific Swimming Championships? (Vol. 1). Hong - Kong: The Chinese University of Hong Kong.
10. Thayer, A., & Hay, J. (1984). Motivating Start and Turn Improvement. *Swimming Technique*, II (Feb - Apr), 17-20
11. De la Fuente, B. (2003). Desarrollo de un sistema automatizado para la evaluación y el entrenamiento de las salidas en natación: aplicación en deportistas de diferente nivel., Universidad de Granada, Granada.

Diferencias en parámetros espacio-temporales entre corredores entrenados y no entrenados

J. Gómez-Molina^{1,*}, A. Ogueta-Alday¹, C. Stickley², J. Cámara Tobalina¹, J. Cabrejas-Ugartondo³, J. García-López⁴

¹ Departamento de Educación Física y Deportiva. Facultad de Educación y Deporte. Universidad del País Vasco, UPV/EHU, Lasarte 71, Vitoria-Gasteiz, 01007, España.

² Department of Kinesiology and Rehabilitation Science, College of Education, University of Hawaii at Manoa, Honolulu, HI, USA.

³ Hospital Comarcal Santiago Apóstol. Miranda de Ebro. SACYL, España.

⁴ Departamento de Educación Física y deporte. Instituto de Biomedicina (IBIOMED), Universidad de León, León, España.

*: correo electrónico: josue.gomez@ehu.es

Palabras clave: endurance running, biomechanics, physiology, injury risk, energy cost.

Introducción. Las carreras de fondo (desde 5 km hasta maratón) han aumentado su popularidad en los últimos años tanto en el número de pruebas como en el número de participantes [1]. Este aumento en la popularidad ha llevado a un incremento del interés por parte de la comunidad científica por este tipo de pruebas, fundamentalmente en 2 aspectos; el rendimiento y la prevención de lesiones. Las variables fisiológicas (VO_{2max} , umbral anaeróbico y economía de carrera) han sido ampliamente estudiadas por su estrecha relación con el rendimiento [2, 3]. Algunas variables biomecánicas como leg-stiffness y el patrón de pisada han mostrado su influencia en el rendimiento [4, 5]. Sin embargo la relación entre los parámetros espacio-temporales (frecuencia y amplitud de paso, tiempo de contacto y de vuelo) y el rendimiento y riesgo de lesión no está clara.

Hay indicios de que los corredores experimentados seleccionan una frecuencia de paso mayor que los principiantes [6] lo que podría ser debido a una adaptación para optimizar el gasto energético [7]. Sin embargo los estudios que han relacionado la frecuencia y amplitud con economía de carrera han encontrado resultados contradictorios [8, 9]. En contraposición Slawinski & Billat [10] no encontraron diferencias en frecuencia entre corredores entrenados y no entrenados, aunque sí obtuvo frecuencias más altas en un grupo de altamente entrenados.

El análisis de los tiempos de contacto también revela resultados contradictorios, algunos autores afirman que incrementos en el tiempo de contacto a una velocidad concreta se relacionan con una mejor economía de carrera y rendimiento [11]. Por el contrario, otros asocian un menor tiempo de contacto con un mejor rendimiento [12, 13]. Estas discrepancias pueden ser debidas a que tanto el patrón de pisada como la velocidad no han sido siempre controladas.

Se ha demostrado que el patrón de pisada influye en los tiempo de contacto y vuelo [14], corredores talonadores muestran un mayor tiempo de contacto que corredores de ante pié. Del mismo modo la velocidad influye tanto en la frecuencia como en la amplitud de paso [15]. Por tanto estos factores deben ser controlados cuando se comparan grupos diferentes. Los objetivos del estudio fueron; comparar los parámetros espacio-temporales entre corredores entrenados y no entrenados con el mismo patrón de pisada a velocidades controladas y adicionalmente comparar las variables fisiológicas entre ellas la economía de carrera.

Métodos.

Participantes

Los participantes fueron divididos en dos grupos en función de su experiencia de entrenamiento: Grupo no entrenados; formado por 11 varones físicamente activos (edad: 25.6 ± 4.8 años; talla: 176.7 ± 5.3 cm; Σ 6 pliegues: 61.5 ± 25.4 mm; masa: 73.2 ± 6.3 kg; IMC: 23.4 ± 2.1 kg·m⁻²) que realizaban actividad física moderada 2-3 días a la semana, pero que no habían sido sometidos a un programa de entrenamiento de carrera previamente. Grupo entrenados; formado por 10 corredores amateurs con al menos 2 años de experiencia y mínimo 3 días de entrenamiento semanal (edad: 26.6 ± 6.6 años; talla: 174.7 ± 4.9 cm; Σ 6 pliegues: 41.0 ± 9.3 mm; masa: 65.9 ± 4.2 kg; IMC: 21.6 ± 1.0 kg·m⁻²; volumen semanal: 57.5 ± 22.6 km). Ninguno de ellos estaba realizando entrenamiento de fuerza en el momento del estudio.

El protocolo fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de acuerdo con la declaración de Helsinki para investigaciones con humanos. Todos los participantes firmaron el consentimiento informado y fueron informados de los objetivos y procedimientos del estudio.

El patrón de pisada fue considerado como un criterio de inclusión, dado que ha demostrado afectar los tiempos de vuelo y de contacto [14]. Todos los participantes fueron talonadores, por ser el patrón de pisada más común entre los corredores de larga distancia [13]. Para determinar el patrón de pisada se grabó con un cámara de alta velocidad (Casio Exilim Pro EX-F1, Casio Europe GMBH, Norderstedt, Germany) a 600 HZ situada en el lado derecho del tapiz (~1 m) perpendicular al plano sagital [14, 16].

Procedimientos

Los test de carrera fueron realizados en un tapiz rodante (ERGelek EG2, Vitoria-Gasteiz, España) con una inclinación de 1% para imitar el efecto de la resistencia del aire en el gasto metabólico de la carrera en una pista exterior plana [17]. En ambos test el intercambio gaseoso (Medisoft Ergocard, Medisoft Group, Sorinnes, Bélgica) y la frecuencia cardiaca (Polar RS800, Polar Electro Oy, Kempele, Finlandia) fueron registrados continuamente. Los parámetros espacio temporales fueron registrados con una plataforma laser (SportJUMP System PRO, DSD Inc., León, España) instalada en el tapiza, que ha sido validada y usada en estudios previos [14, 16]. Se registraron 30 s de cada nivel para obtener al menos 32–64 pasos consecutivos y así reducir el efecto de la variabilidad intra-individual [18].

Previo a los test los participantes realizaron un calentamiento de 10 min en el tapiz más 5 min de estiramientos libres. Posteriormente se realizó el test submáximo de carrera seguido del test incremental, con un descanso entre ambos de 25 min, para asegurar una recuperación completa.

Es test submáximo consistió en tres repeticiones de 5 min con 5 min de descanso intercalado. EL grupo de no entrenado corrió a 9, 11 y 13 km·h⁻¹ y el grupo entrenado 11, 13 y 15 km·h⁻¹. La economía de carrera fue determinada como el VO₂ a una velocidad específica y expresado como in ml·kg⁻¹·min⁻¹ y ml·kg^{-0.75}·min⁻¹ [19]. Según Helgerud et al. [20] no hay diferencias entre la EC a velocidades entre el 60 y 90% of VO_{2max}, por tanto la mejor EC dentro de ese rango fue elegida como valor representativo.

El test incremental comenzó a 6 km·h⁻¹ incrementado 1 km·h⁻¹ cada minute hasta la extenuación. Los umbrales ventilatorios (VT, RCT) fueron identificados acorde a los criterios de Davis [21]. Los parámetros biomecánicos fueron registrados durante cada nivel por encima de 10 km·h⁻¹ para asegurar que todos los participantes estuvieran corriendo (presencia de tiempos de vuelo) [14, 16].

Análisis estadístico

Los valores son expresados como medias \pm desviación estándar (SD). El test Kolmogorov-Smirnov fue aplicado para asegurar una distribución normal de los resultados. One-way ANOVA fue usado para analizar las diferencias entre grupos. El tamaño del efecto (ES) fue calculado en función de Cohen's d y interpretado como pequeña ($0.2 \leq ES < 0.5$), moderado ($0.5 \leq ES < 0.8$) y grande ($E \geq 0.8$). Se usó el software estadístico SPSS versión 23.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL). Los valores de $p < 0.05$ fueron considerados como estadísticamente significativos.

Resultados. La tabla 1 muestra la frecuencia y amplitud de paso para ambos grupos entre 10-17 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. También se observaron mayores frecuencias de paso ($p < 0.01$) en corredores entrenados respecto a no entrenados a las mismas intensidades fisiológicas (VT, RCT, Vel máxima). Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas a ninguna de las velocidades para tiempos de contacto y vuelo entre ambos grupos en el test incremental.

Tabla 1. Frecuencia y amplitud (media \pm SD) de entrenados ($n=10$) y no entrenados ($n=11$) durante el test incremental (desde 10 a 17 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$).

Vel	Frecuencia de paso (Hz)				Amplitud de paso (m)			
	Entrenados	No Entren	p	ES	Entrenados	No Entren	p	ES
10 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	2.79 \pm 0.13*	2.67 \pm 0.14	0.048	0.88	0.99 \pm 0.05*	1.04 \pm 0.05	0.049	1.00
11 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	2.82 \pm 0.11	2.71 \pm 0.13	0.057	0.91	1.08 \pm 0.04	1.11 \pm 0.05	0.055	0.66
12 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	2.86 \pm 0.11*	2.73 \pm 0.14	0.036	1.03	1.16 \pm 0.05*	1.22 \pm 0.06	0.037	1.08
13 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	2.91 \pm 0.10*	2.76 \pm 0.15	0.021	1.17	1.24 \pm 0.04*	1.31 \pm 0.07	0.021	1.22
14 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	2.95 \pm 0.09*	2.79 \pm 0.14	0.011	1.35	1.32 \pm 0.04*	1.40 \pm 0.07	0.012	1.40
15 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	2.99 \pm 0.08**	2.82 \pm 0.15	0.008	1.41	1.39 \pm 0.04**	1.47 \pm 0.08	0.009	1.26
16 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	3.05 \pm 0.09**	2.85 \pm 0.15#	0.005	1.61	1.45 \pm 0.04**	1.56 \pm 0.09#	0.006	1.57
17 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	3.10 \pm 0.11**	2.98 \pm 0.17\$	0.001	0.83	1.52 \pm 0.05**	1.58 \pm 0.09\$	0.001	0.82

Diferencias significativas entre grupos: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$. Número de no entrenados: $n=9$ (#) y $n=7$ (\$) ES: Tamaño del efecto

La tabla 2 muestra las variables fisiológicas durante el test incremental y submáximo.

Tabla 2. Variables fisiológicas (media \pm SD) para entrenados y no entrenados.

Variabes	Entrenados	No entrenados	p	ES
Test incremental				
$\text{VO}_{2\text{max}}$ ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	61.8 \pm 5.4**	54.1 \pm 5.8	0.006	1.38
HR_{max} (bpm)	184.4 \pm 9.0	190.0 \pm 9.5	0.274	-
Vel Máx ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)	20.0 \pm 1.0***	16.5 \pm 1.2	0.000	3.14
VT vel ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)	12.2 \pm 1.1***	9.4 \pm 0.9	0.000	2.79
RCT vel ($\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$)	16.1 \pm 1.1***	13.2 \pm 0.7	0.000	3.16
Test economía				
EC ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{km}^{-1}$)	207.6 \pm 17.4	217.6 \pm 13.9	0.120	-
EC ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-0.75}\cdot\text{km}^{-1}$)	591.1 \pm 48.0*	635.5 \pm 36.0	0.031	1.05
$\text{VO}_{2\text{max}}/\text{EC}$ ($\text{min}\cdot\text{m}^{-1}$)	298.2 \pm 15.1***	248.4 \pm 20.2	0.000	2.79

$\text{VO}_{2\text{max}}$: consumo máximo de oxígeno; HR_{max} : frecuencia cardíaca máxima; Vel Máx: velocidad máxima; VT: umbral ventilatorio; RCT: umbral compensatorio respiratorio. EC: economía de carrera. Diferencias significativas: * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$. ES: tamaño del efecto.

Discusión. El principal resultado de este estudio fue que los corredores entrenados mostraron un mayor frecuencia de paso y menor amplitud (entre 4-7%) que los no entrenados a todas las velocidades por encima de $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Tabla 1). Esto podría estar asociado con un mecanismo adaptativo para prevenir algunas de las lesiones más comunes de la carrera [22], dado que estudios previos [22, 23] han observado que para una velocidad determinada, una menor amplitud reduce el impacto del pie en el suelo, por tanto reduciendo el riesgo de lesión [24]. Vistos los resultados en contexto con estudios previos que han examinado el riesgo de lesión, se podrían adoptar ejercicios y estrategias técnicas (entrenamiento de cadencia con feedback) en un intento de reducir el riesgo de lesión y posiblemente afectar la economía de carrera [25].

Las diferencias en frecuencia de paso aumentaron a las mismas intensidades fisiológicas (entre 7-11%). Esto está en la línea de De Ruyter et al. [6] que reportaron que los corredores entrenados tenían una frecuencia un ~9% mayor que no entrenados a la misma intensidad fisiológica (80% del RCT), demostrando la preferencia de los corredores experimentados en elegir frecuencias más altas que los no entrenados.

Por otro lado, en el presente estudio se ha demostrado que cuando el patrón de pisada y la velocidad son controladas, los tiempos de contacto y vuelo no varían independientemente de la experiencia del corredor. Estos resultados contrastan con estudios previos que sugieren una asociación entre un menor tiempo de contacto y un mejor rendimiento [12, 13]. Sin embargo, no todos los estudios controlaron los factores que pueden afectar esta asociación (patrón de pisada, velocidad). Cuando estos patrones fueron controlados [14] a velocidades de 12, 14 y $16 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ los tiempos de contacto fueron muy similares comparados con nuestro estudio, incluso teniendo en cuenta que sus corredores eran considerados como altamente entrenados. Estos resultados sugieren que para una misma velocidad submáxima, los tiempos de contacto y vuelo no parecen variar con el nivel de entrenamiento o experiencia, mostrando un *timing* consistente. Este nuevo hallazgo necesita investigaciones adicionales (mecanismos neurales asociados a este fenómeno).

Los corredores entrenados mostraron mejores capacidades fisiológicas ($\text{VO}_{2\text{max}}$, velocidad máxima y velocidad a los umbrales) así como una mejor economía de carrera (~7%) que los no entrenados. Teniendo en cuenta las diferencias en masa entre los grupos y siguiendo las recomendaciones de Bergh et al. [19], puede ser asumido que expresar la economía de carrera en $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-0.75}\cdot\text{km}^{-1}$ refleja de forma más precisa la diferencia entre los grupos. Varios estudios han asociado una mejor economía de carrera con un mejor rendimiento [4, 5]. Concretamente Morgan et al. [5] observaron que corredores sub-élite eran 3% más económicos que corredores moderadamente entrenados y estos a su vez eran un 9% más económicos que corredores no entrenados. Sin embargo, se pueden identificar corredores económicos y poco económicos en todos los niveles de rendimiento [5] confirmando que la EC es multifactorial.

Conclusiones. En conclusión, los corredores entrenados además de poseer unas mejores capacidades fisiológicas (mayor $\text{VO}_{2\text{max}}$, umbral anaeróbico y EC) que los no entrenados, demostraron una mayor frecuencia de paso (entre 4-7%) a las mismas velocidades y a las mismas intensidades fisiológicas (entre 7-11%). Estas diferencias podrían ser un mecanismo para reducir el potencial riesgo de lesión durante la carrera. Sin embargo, no se encontraron diferencias en tiempo de contacto y de vuelo a las mismas velocidades, mostrando un *timing* consistente para corredores con el mismo patrón de pisada independientemente del nivel de entrenamiento.

Referencias

- 1- A. Ogueta-Alday, J. García-López. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 12 (2016) 278-308.
2. K. R. Barnes, A.E. Kilding. *Sports Med*. **45** (2015) 37-56.
- 3- R.A. Dellagrana et al. *J Strength Cond Res*. **29** (2015) 1584-1591.
- 4- P.U. Saunders et al. *Sports Med*. **34** (2004) 465-485.
- 5- D.W. Morgan et al. *Med Sci Sports Exerc*. **27** (1995) 404-409.
- 6- C.J. de Ruiter et al. *Eur J Sport Sci*. **14** (2014) 251-258.
- 7- I. Hunter, G.A. Smith. *Eur J Appl Physiol*. **100** (2007) 653-661.
- 8- H. Kyrolainen et al. *Med Sci Sports Exerc*. **33** (2001) 1330-1337.
- 9- O. Storen et al. *J Strength Cond Res*. **25** (2011) 117-123.
- 10- J.S. Slawinski, V.L. Billat. *Med Sci Sports Exerc*. 36 (2004) 1440-1446.
- 11- A.H. Gruber et al. *J Appl Physiol*. **115** (2013) 194-201.
- 12- L.M. Paavolainen et al. *Med Sci Sports Exerc*. **31** (1999) 124-130.
- 13- H. Hasegawa et al. *J Strength Cond Res*. **21** (2007) 888-893.
- 14- A. Ogueta-Alday et al. *Med Sci Sports Exerc*. **46** (2014) 580-585.
- 15- J.G. Hay. *J Appl Biomech*. **18** (2002) 257-270.
- 16- A. Ogueta-Alday et al. *J Strength Cond Res*. **27** (2013) 1455-1462.
- 17- A. Lucia et al. *Appl Physiol Nutr Metab*. **31** (2006) 530-540.
- 18- A. Belli et al. *Eur J Appl Physiol*. **70** (1995) 510-517.
- 19- U. Bergh et al. *Med Sci Sports Exerc*. **23** (1991) 205-211.
- 20- J. Helgerud et al. *Eur J Appl Physiol*. **108** (2010) 1099-1105.
- 21- J.A. Davis. *Med Sci Sports Exerc*. **17** (1985) 6-18.
- 22- B.C. Heiderscheit et al. *Med Sci Sports Exerc*. **43** (2011) 296-302.
- 23- R.L. Lenhart et al. *Med Sci Sports Exerc*. **46** (2014) 557-64.
- 24- J.A. Mercer et al. *Med Sci Sports Exerc*. **35** (2003) 307-313.
- 25- J.F. Hafer et al. *J Sports Sci*. **33** (2015) 724-731.

Agradecimientos. Los autores agradecen a los corredores participantes en el estudio por su colaboración. Este trabajo ha sido financiado por el Gobierno Vasco bajo la beca pre doctoral número PRE_2013_1_1109.



PONENCIAS
- BIOMEDICINA -

Fascitis plantares crónicas. Respuestas a infiltraciones de corticoides y PRP

A. Jiménez de la Marina¹, V. Bárcena Tricio², L. Rafael Ramos Pascua²

¹ Servicio de Radiología del Complejo Asistencial Universitario de León

² Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Complejo Asistencial Universitario de León

Introducción. La fascia o aponeurosis plantar es una estructura o banda gruesa de tejido conectivo que recorre prácticamente toda la longitud de la cara plantar del pie, desde la inserción proximal en el calcáneo hasta las cabezas de los metatarsianos. La fascitis plantar (FP) es la inflamación de esa estructura, a menudo multifactorial y con un componente degenerativo y motivo frecuente de dolor de pie [1,2]. Se estima que afecta al año hasta a 2 millones de personas en EE.UU [3,4], con una incidencia preferente entre los 40 y los 60 años, siendo igual en hombres que en mujeres. El 10% de la población adulta experimenta dolor en el talón relacionado con la fascia plantar en algún momento de su vida, lo que representa el 1% de todas las visitas ambulatorias al traumatólogo, siendo también un motivo frecuente de consulta en el ámbito de la Atención Primaria [5,6]. Aparte de sus factores de riesgo [7], es más frecuente en individuos obesos, en personas que permanecen en bipedestación durante períodos prolongados de tiempo o deambulan con fuerza y en deportistas.

El diagnóstico de una fascitis plantar se basa fundamentalmente en la historia clínica, en la que se descubre dolor y rigidez a nivel de la región medial del talón, más intenso durante la mañana. Aunque el paseo inicialmente alivia los síntomas, el dolor reaparece con el esfuerzo. Hay hipersensibilidad a la palpación en la región calcánea y mejora de los síntomas con la flexión dorsal del pie. Pocas veces e requieren otros estudios para el diagnóstico, aunque pueden ser necesarios para excluir patologías subyacentes, como atrapamientos nerviosos, fracturas de estrés, tumores o infecciones, o patologías sistémicas tales como la artritis reumatoide o espondiloartrosis seronegativas como la espondilitis anquilosante o el Síndrome de Reyter.

La historia natural de la fascitis plantar es autolimitada y en el 80-90% de los casos se resuelve espontáneamente en el primer año. Durante este tiempo o en los casos en los que persiste la sintomatología el tratamiento es necesario. En todos los casos comenzaría siendo conservador, con el que responden el 80% de los pacientes. Las infiltraciones y, finalmente, algún tipo de proceder quirúrgico, serían los métodos escalonados a proponer en los pacientes que no respondieran a los previos menos invasivos.

Las medidas conservadoras incluyen reposo, pérdida de peso, prótesis (plantillas), ejercicios de estiramiento, antiinflamatorios (AINEs), tratamientos ortopodológicos, vendajes, ultrasonidos, ondas de choque, iontoforesis, láser y magnetoterapia, así como acupuntura y la modificación de la actividad física, con relativa poca evidencia de su eficacia en las formas crónicas. Las infiltraciones de esteroides son útiles a corto plazo y no están exentas de riesgos, como podría ser la ruptura de la fascia plantar tras las inyecciones repetidas. El tratamiento quirúrgico, finalmente, no siempre depara buenos resultados, con recidivas del dolor en el 30% de los casos.

El plasma rico en plaquetas (PRP), aplicado mediante infiltración percutánea, es una terapia autóloga mínimamente invasiva de reciente incorporación al armamentario terapéutico de las entesopatías crónicas, con alto contenido en factores de crecimiento, con un alto poder antiinflamatorio y de regeneración tisular local [8,9]. Con respecto a la demostración de su eficacia, existe poca evidencia específica y la mayoría de los estudios cuentan con un período de

seguimiento corto, inferior a 6 meses [10,11]. El objetivo de este estudio ha sido comparar los resultados clínicos y en imagen de dos protocolos de infiltraciones con PRP y corticoides en talalgias crónicas por fascitis plantar, así como demostrar la seguridad y eficacia de las infiltraciones percutáneas de PRP en el tratamiento de las fascitis plantares crónicas.

Métodos. Desde julio de 2011 hasta junio de 2013 realizamos un estudio prospectivo, analítico cuasi-experimental, no aleatorizado, controlado, no cegado, de 40 pacientes consecutivos diagnosticados clínicamente y mediante imágenes (Rx, ecografía y RM) de fascitis plantar crónica sometidos a dos protocolos de 2 infiltraciones separadas 4-6 semanas: de PRP (los 20 primeros pacientes –grupo A) o de corticoides (los 20 últimos –grupo B). Los grupos fueron comparables en todos los parámetros demográficos, clínicos y de imagen, así como en el tiempo medio del tratamiento conservador previo fallido, que fue de 12 meses (rango, 6-24 meses) (Tabla 1).

	TOTAL	GROUP A (PRP)	GROUP B (corticoide)	p
n	40	20	20	
Sexo				
Hombre	11 (27,7%)	5 (25%)	6 (30%)	0,723
Mujer	29 (72,5%)	15 (75%)	14 (70%)	
Edad (media y rango)				
Total	54,37 años (33-77)	53,7 años (33-72)	55,05 años (36-77)	0,779
Hombre	54,36 años (33-76)	53 años (33-72)	56 años (39-76)	
Mujer	54,37 años (36-77)	54 años (39-72)	55 años (36-77)	
Talla (cm)	168	167	169	0,369
Peso (kg)	69,9	70,35	69,55	0,659
IMC	24,69	25,17	24,20	
Sintomatología previa				
Dolor	40 (100%)	20 (100%)	20 (100%)	0,758
Dolor matutino	30 (75%)	15 (75%)	15 (75%)	
Cojera	27 (67,5%)	12 (60%)	15 (75%)	
EVA	7,97	8,25	7,7	
AOFAS	50,85	47,05	54,65	0,314
SF-12	32,05	32,15	31,95	0,820

Tabla 1. Características epidemiológicas y clínicas de los pacientes de la serie (IMC = índice de masa corporal).

En el grupo A se observó, tanto en ecografía como en RM, engrosamiento de la fascia, con grosores comprendidos entre 6 y 11 mm (8 mm de media), y aumento de la señal intrafascial y del hueso calcáneo adyacente a la inserción de la fascia plantar en 14 pacientes (70%), con aumento de señal de aspecto inflamatorio en el total del grupo (100%). En el grupo B se observó engrosamiento ecográfico de la fascia, con grosores comprendidos entre 7 y 11 mm (7,95 mm de media), con disminución difusa de la ecogenicidad normal de la fascia en el 100% de los casos. En RM se observó el mismo engrosamiento de la fascia, con grosores comprendidos entre 6 y 11 mm (7,95 mm de media), con aumento de la señal intrafascial en todos los casos.

Técnica de la infiltración con PRP

La técnica de la infiltración con PRP se resume en la figura 1. Con el paciente en decúbito prono y el tobillo en posición neutra a 90°, bajo estrictas condiciones de asepsia, se confirmó con ultrasonidos la localización de la fascia plantar patológica, y se pulverizó la piel con un spray de clorhexidina, con el que se hizo lo mismo a la sonda ultrasonográfica. Sin anestesia local se introdujo de forma decidida una aguja intramuscular de 18G en dirección paralela a la

sonda, dirigiendo su punta a la zona de mayor inflamación ecográfica, y se procedió a la infiltración en la misma fascia y en los tejidos adyacentes. El procedimiento finalizó con un nuevo control ecográfico y compresión de la zona tratada, colocando un apósito en el lugar de la inyección.

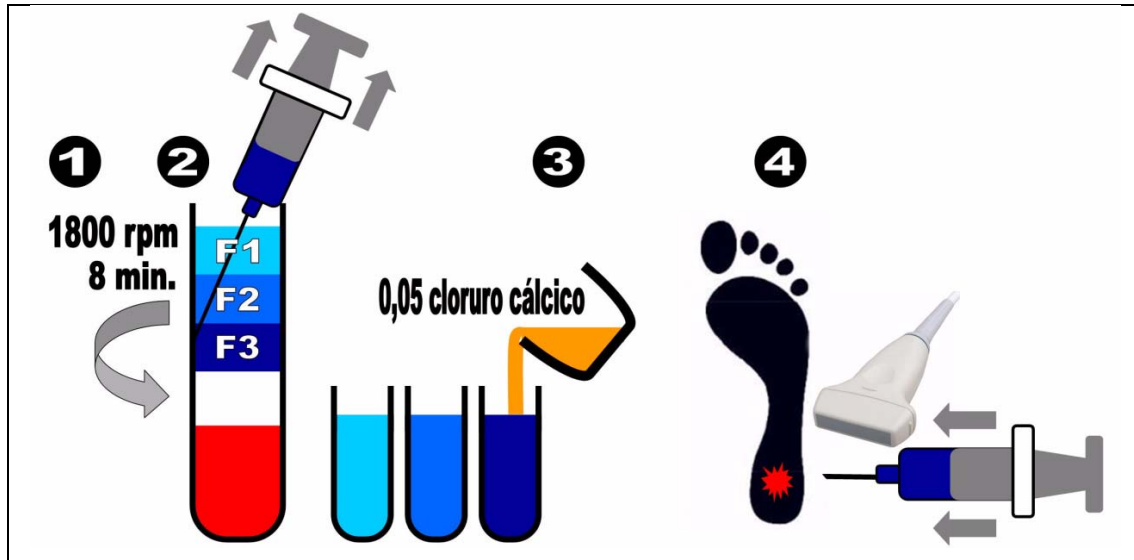


Figura 1. Representación esquemática de la técnica de infiltración con PRP: 1) centrifugado; 2) toma de la primera fracción plasmática, que se desechará; 3) toma de la tercera fracción plasmática, con mayor concentración de factores de crecimiento; 4) activación del preparado con cloruro cálcico (Cloruro cálcico 10%, Braum) a razón de 0.05 cc por cada centímetro cúbico de plasma; 5) inyección percutánea bajo control ecográfico antes de la formación del coágulo. En azul, las plaquetas, con tres fracciones de diferente concentración. La fracción 1 (F1) contiene un número de plaquetas similar al de la sangre periférica y se utiliza cuando es necesario como soporte de fibrina. La fracción 2 (F2) contiene una mayor concentración. La fracción 3 (F3) contiene la proporción óptima de factores de crecimiento para su uso terapéutico. Se obtiene mediante jeringa o pipeta estéril. En blanco, el nivel de sedimentación de los leucocitos. En rojo, el nivel de sedimentación de la serie roja.

Técnica de la infiltración con corticoides

De la misma manera que en las infiltraciones con PRP, bajo control ecográfico se realizó la infiltración de 2 cc de triamcinolona (TrigonDepot, 40 mg/ml).

Protocolo post-infiltración

Después de las infiltraciones se recomendó a todos los pacientes no apoyar el talón tratado durante dos días y evitar actividades físicas de impacto durante un mes. Durante este tiempo se recomendó usar calzado de tipo deportivo y no se permitieron los analgésicos orales. Tampoco se prescribió tratamiento rehabilitador ni se permitió el uso de ortesis.

Los resultados clínicos se evaluaron a los 3, 6 y 12 meses y al final del seguimiento (33 meses) mediante la escala visual analógica del dolor (EVA), la escala AOFAS, el cuestionario de calidad de vida SF12 y la escala de los criterios modificados de Roles y Maudsley. Los resultados en imagen se objetivaron con ecografía (al tercer y sexto mes) y resonancia magnética (al sexto mes). Las medidas ecográficas incluidas fueron, el grosor de la fascia (normal hasta 4 mm), la ecoestructura de la fascia y de las partes blandas perifasciales, valorando grosor y ecoestructura, siendo frecuente, en casos de fascitis plantar, apreciar disminución de la ecogenicidad, con trabeculación de la grasa local, y presencia de colecciones de morfología laminar. En RM se midió el grosor de la fascia (normal hasta 4 mm) y su señal, además del grosor y la señal de las partes blandas adyacentes; y la presencia de líquido o colecciones

inflamatorias locales. Se valoró el hueso a nivel de la inserción calcánea de la fascia plantar, cuya señal puede demostrar inflamación o edema de la médula ósea. Al final del estudio todos los pacientes volvieron a ser valorados clínicamente mediante entrevista telefónica, constatando que no hubo ninguna pérdida de pacientes. El tiempo medio de seguimiento al final del estudio fue de 33 meses (23-43 meses).

Análisis estadístico

El proceso de manejo y análisis de la información se realizó de forma automatizada mediante el uso de ordenadores PC compatibles equipados con el sistema operativo Windows 2000. La información se recogió en una hoja de cálculo Excel 2000. Una vez revisada y depurada la información, se procedió a la exportación de todos los datos al programa estadístico SPSS 15, con el que se realizó el análisis estadístico. Se realizó un análisis descriptivo de las variables, calculando la distribución de frecuencias para las cualitativas. En el caso de variables cuantitativas se calculó la media, la desviación estándar, los valores máximo y mínimo, la mediana y el rango intercuartil, en función del ajuste de su distribución a la normalidad. El ajuste de los datos a la distribución normal se verificó mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Se analizó la relación del resultado con distintos posibles factores pronósticos; y en todos los casos estas posibles relaciones se han analizado mediante el estadístico exacto de Fisher y se ha utilizado un nivel de significación $\alpha = 0,05$.

Resultados. No hubo diferencias significativas en los datos demográficos, clínicos y de imagen de ambos grupos antes del tratamiento. Tampoco hubo complicaciones derivadas del tratamiento en ningún paciente. En el grupo A el valor del dolor en la escala EVA pasó de 8,25 a 1,85 y la puntuación de la escala AOFAS, de 47,05 a 92,1. El 87% de los pacientes manifestaron estar satisfechos con el resultado del tratamiento al final del estudio. En el grupo B, el EVA pasó de 7,97 a 5,3 puntos y, en la escala AOFAS, de 50,85 a 49,75 (Tabla 2). La mayoría de los pacientes se mostraron insatisfechos con el resultado, lo que se hizo más notorio con el paso de los meses.

PRP	Valor previo	6 meses	12 meses	Mayo 2015 (media 33 meses)
EVA (valor medio)	8,25	2	1,9	1,85
AOFAS	47,05	92,1	-	-
Roles y Maudsley (%)				
Excelente	-	8 (40%)	10 (50%)	11 (52%)
Bueno		10 (50%)	7 (35%)	7 (35%)
Aceptable		1 (5%)	1 (5%)	1 (5%)
Pobre		1 (5%)	1 (5%)	1 (5%)
CORTICOIDES	Valor previo	6 meses	12 meses	Mayo 2015 (media 33 meses)
EVA (valor medio)	7,95	5,3	6,05	6,25
AOFAS	50,85	49,75	-	-
Roles y Maudsley (%)				
Excelente	-	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Bueno		3 (15%)	0 (0%)	0 (0%)
Aceptable		10 (50%)	11 (55%)	8 (40%)
Pobre		7 (35%)	9 (45%)	12 (60%)

Tabla 2. Resumen de los resultados clínicos del estudio.

En las pruebas de imagen (Tablas 3 y 4), el grosor de la fascia en el grupo A pasó de 7.9 mm a 4.82 mm a los 3 meses, manteniéndose este grosor en los controles semestrales. En el grupo B se pasó de 8.05 mm a 6.13 mm al tercer mes, incrementándose a una media de 6.9 mm al sexto mes. En todos los casos mejoraron el resto de signos inflamatorios, sobre todo en el grupo A.

	Grupo A (PRP)			Grupo B (corticoides)		
	Pre	3 meses	6 meses	Pre	3 meses	6 meses
Grosor fascia eco	7,95	4,82	4,82	8,05	6,13	6,9
Ecogenicidad fascia						
Hipo	20 (100%)	4 (20%)	1 (5%)	20 (100%)	20 (100%)	17 (85%)
Normal	0 (0%)	16 (80%)	19 (5%)	0 (0%)	0 (0%)	3 (15%)
Edema PB						
Sí	20 (100%)	1 (5%)	0 (0%)	20 (100%)	15 (5%)	17 (85%)
No	0 (0%)	19 (95%)	20 (100%)	0 (0%)	5 (95%)	3 (15%)
Colecciones PB						
Sí	14 (70%)	1 (5%)	1 (5%)	15 (75%)	15 (75%)	15 (75%)
No	6 (30%)	19 (95%)	19 (95%)	5 (25%)	5 (25%)	5 (25%)
Hiperemia doppler						
Sí	16 (80%)	0 (0%)	0 (0%)	17 (85%)	14 (70%)	13 (65%)
No	4 (20%)	20 (100%)	20 (100%)	3 (15%)	6 (30%)	7 (135)

Tabla 3. Resumen de los resultados ecográficos del estudio.

	Grupo A (PRP)		Grupo B (corticoides)	
	Pre	6 meses	Pre	6 months
Grosor fascia RM	7,9	4,8	8,05	6,85
Señal RM				
Aumentada	20 (100%)	0 (0%)	20 (100%)	20 (100%)
Normal	0 (0%)	20 (100%)	0 (0%)	0 (0%)
Edema óseo RM				
Sí	14 (70%)	3 (15%)	15 (75%)	14 (70%)
No	6 (30%)	17 (85%)	5 (25%)	6 (30%)
Colección perifascial				
Sí	14 (70%)	0 (0%)	15 (75%)	20 (100%)
No	6 (30%)	20 (100%)	5 (25%)	0 (0%)

Tabla 4. Resumen de los resultados en RM del estudio.

Conclusiones. Las infiltraciones percutáneas de PRP en el tratamiento de las fascitis plantares crónicas son un método seguro y más eficaz y duradero que el de las infiltraciones con corticoides, deparando una significativa mejoría clínica que se mantiene durante, al menos, 33 meses, con una reducción media mayor de 3 mm del espesor de la fascia plantar.

Atendiendo a la eficacia de la infiltración ecoguiada en nuestro trabajo, la guía ecográfica puede contribuir a los exitosos resultados de la técnica con PRP al identificar la región fascial de mayor inflamación y permitir el control de la infiltración en tiempo real de manera rápida y sencilla.

Referencias

1. E. Jeong, J. Afolayan, A. Carne, M. Solan. *Skeletal Radiol.* **42** (2013) 393-398.
2. R.R. Monto. *Sports Med Arthrosc.* **21** (2013) 220-224.
3. J.I. Anderson, J. Stanek. *J Sport Rehabil.* **22** (2013) 130-136.



4. F. Sorrentino, A. Iovane, A. Vetro, A. Vaccari, R. Mantia, M. Midiri. *Radiol Med.* **113** (2008) 486–495.
5. D.L. Riddle, S.M. Schappert. *Foot and Ankle International.* **25** (2004) 303–310.
6. S.K. Neufeld, R. Cerrato. *J Am Acad Orthop Surg.* **16** (2008) 338–346.
7. E.N. Schwartz, J. Su. *Perm J.* **18** (2014) 105-107.
8. J. Thing, M. Maruthappu, J. Rogers. *Be J Gen Pract.* **62** (2012) 443-444.
9. S. Sampson, M. Gerhardt, B. Mandelbaum. *Curr Rev Musculoskeletal Med.* **1** (2008) 165-174.
10. M.Y. Hsiao, C.Y. Hung, K.V. Chang, K.L. Chien, Y.K. Tu, T.G. Wang. *Rheumatology.* **54** (2015) 1735-1743.
11. J.C. Van Egmond, S.J. Breugem, M. Driessen, D.J. Bruijn. *Acta Orthop Belg.* **81** (2015) 315-320.



PONENCIAS
- BIOMATERIALES -

Ions-modified nanoparticles may affect the dissipation of energy through the resin-dentin interface

M. Toledano, F. Sanchez-Aguilera, E. Osorio, I. Cabello, M. Toledano-Osorio, R. Osorio

The aim of this study was to evaluate changes in the mechanical and chemical behavior, and bonding ability at dentin interfaces infiltrated with polymeric nanoparticles (NPs) prior to resin application. Dentin surfaces were treated with 37% phosphoric acid followed by application of an ethanol suspension of NPs, Zn-NPs or Ca-NPs followed by the application of a dentin adhesive, Single Bond (SB). Bonded interfaces were stored for 24 h, and submitted to microtensile bond strength test. Debonded surfaces were evaluated by scanning electron microscopy. After 24 h and 21 d of storage, the adhesive, the hybrid layer, bottom of the hybrid layer, peritubular and intertubular dentin were evaluated using a nanoindenter. The load/displacement responses were used for the nano-dynamic mechanical analysis to estimate complex modulus, storage modulus and $\tan \delta$. AFM imaging, and Raman spectroscopy based on mapping with principal components analysis were performed. Bond strength was not affected by NPs infiltration. After 21 d of storage, $\tan \delta$ generally decreased at Zn-NPs/resin-dentin interface, and augmented when Ca-NPs or non-doped NPs were used. When both Zn-NPs and Ca-NPs were employed, the storage modulus and complex modulus decreased, though both moduli increased at the adhesive and at peritubular dentin when it was infiltrated with Zn-NPs. Young's modulus increased at the hybrid layer in specimens with zinc, after 3 months of immersion. The phosphate and the carbonate peaks, and carbonate substitution, augmented more at interfaces promoted with Ca-NPs than with Zn-NPs after 21 d of storage, but crystallinity did not differ at created interfaces with both ions-doped NPs. Crosslinking of collagen and the secondary structure of collagen improved with Zn-NPs resin-dentin infiltration.

Nanopolymers for regeneration of dental tissues

R. Osorio, E. Osorio, A.L. Medina-Castillo, M. Alaminos, C.A. Alfonso-Rodríguez, M. Toledano-Osorio, M. Toledano

Novel calcium or zinc loaded electrospun matrices have been designed to aid in guided tissue periodontal regeneration. A polymethylmetacrylate-based membrane was produced by electrospinning and was calcium or zinc loaded. Matrices were characterized morphologically by atomic force microscopy, mechanically probed by a nanoindenter, biomimetic calcium phosphate precipitation on polymeric tissues was assessed after 7 days immersion in simulated body fluid by field-emission scanning electron microscopy and energy dispersive analysis system. Cell viability analysis was performed using oral mucosa fibroblasts by quantifying the liberated deoxyribonucleic acid from dead cells, detecting the amount of lactate dehydrogenase enzyme released by cells with damaged membranes, and by examining the cytoplasmic esterase function and cell membranes integrity with a fluorescence-based method. Data were analyzed by Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests or by ANOVA and Student-Newman-Keuls multiple comparisons. Zinc and calcium loading on matrices did not modify their morphology but increased mechanical properties and decreased nanoroughness. Precipitation of calcium and phosphate on the matrices surfaces was observed in zinc-loaded specimens. Matrices were found to be non-toxic in all the assays, calcium and zinc-loaded scaffolds presented no cytotoxic effect on human fibroblasts. Promoted mineral precipitation in physiological conditions, and based on the tested mechanical properties and scaffold architecture may be suitable for cell growth. The ability of zinc-loaded matrices to promote precipitation of calcium phosphate deposits, together with their observed non-toxicity and its surface chemistry allowing covalent binding of proteins, may offer new strategies for periodontal regeneration.



COMUNICACIONES LIBRES
- BIOMECÁNICA DEPORTIVA -

Aceleraciones en los impactos en una carrera popular con calzado minimalista y convencional. Estudio piloto.

J. Calvo Moreno, A. Muñoz López, J. Villacieros Rodríguez, A. Ferro Sánchez*

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad Politécnica de Madrid,

Calle Martín Fierro Nº 7, Madrid, 28040, España.

*: correo electrónico: amelia.ferro@upm.es

Palabras clave: biomecánica, rendimiento, entrenamiento, carrera, acelerómetro.

Introducción. Los impactos producidos durante la carrera continua pueden tener una influencia directa en el rendimiento del corredor [1]. El objetivo de este estudio fue valorar los cambios producidos en las aceleraciones triaxiales en los impactos a largo de un recorrido de trazado irregular realizado con dos tipos de calzado, minimalista y convencional.

Métodos. Se llevó a cabo un estudio piloto con un sujeto varón de 22 años de edad (peso: 75 kg; altura: 1.78 m) amateur, con una experiencia de 8 años en carreras populares. Se diseñó y registró un circuito de 10 Km, dividido en cuatro vueltas de 2.58 Km. Cada vuelta se dividió a su vez en seis etapas: inicio en llano (E1), descenso de pendiente (E2), ascenso de pendiente (E3), intermedio llano (E4), cambio leve descenso-ascenso (E5) y final llano (E6). La prueba se realizó dos veces con un descanso de una semana entre una y otra. El primer día se utilizó un calzado convencional (Mizuno Wave Inspire) y el segundo día un calzado minimalista (Merrell Trail Golve). Los datos se registraron con un dispositivo multisensor (Wimu v1.6 , Realtrack Systems, Almería) el cual incluía un acelerómetro triaxial a una frecuencia de 100 Hz y un GPS de 10 Hz. Los datos se analizaron con un software propio (Qüiko V.880 , Realtrack Systems, Almería) con la opción Interval Training para analizar las siguientes variables: tiempo de la prueba, distancia recorrida, velocidad media, aceleraciones resultantes de los tres ejes del espacio agrupadas en los siguientes intervalos: 1-2 G, 2-3 G, 3-4 G, 4-5 G y 5-6 G.

Resultados. El tiempo y la velocidad media fueron similares en ambas pruebas. Existió mayor porcentaje de aceleraciones de magnitud 5-6 G con calzado convencional (3.37%) que con calzado minimalista (0.60%) en la última vuelta del recorrido, donde la fatiga pudo acentuar la intensidad de los impactos. Estos datos resultaron similares en el resto de las vueltas. En la etapa E2 de la última vuelta el 68.83% de las aceleraciones con calzado minimalista se concentraron en magnitudes de 1-3 G mientras que con el convencional fue el 56,58%. En la etapa E3 de la última vuelta el 81.80% de las aceleraciones con calzado minimalista se encontraron entre 1-2 G y un 0.12 entre 4-5 G mientras que con el convencional el 57.09% fue entre 1-2 G y el 5.16% entre 4-5 G.

Conclusiones. Se observaron, en general, impactos de menor magnitud de aceleración con calzado minimalista. El sistema utilizado y su software permitieron identificar aceleraciones en los impactos y agruparlas por intervalos facilitando el análisis de los datos y aportando información relevante al deportista para tomar decisiones sobre el tipo de calzado que debe utilizar teniendo en consideración el trazado de la prueba y su estado de forma.

Referencias.

1. T. Lussiana, K. Herbert-Losier, L. Mourot. *J Appl Biomech*, **32** (2011) 40-49.

Efectos de un duatlón simulado (5-20-5 km) en las variables fisiológicas y biomecánicas de la carrera y el pedaleo: estudio piloto

C. Ordieres Martínez^{1,*}, J. García-López¹

¹ FCAFD, Departamento Educación Física y Deportiva. Instituto de Biomedicina. Universidad de León. Campus de Vegazana, León, CP: 24006, España

*: correo electrónico: cordim00@estudiantes.unileon.es

Palabras clave: Duatlón, biomecánica, fisiología, técnica, gasto energético

Introducción. El hecho de que el Duatlón es un deporte relativamente nuevo, que no está dentro de las modalidades olímpicas o que tiene menor cobertura mediática puede haber propiciado que sea un deporte menos popular y también menos estudiado [1]. Ningún estudio ha analizado el posible efecto de la primera fase de carrera en la fase de ciclismo, que es la circunstancia específica que acontece en el Duatlón. El objetivo general del presente estudio piloto fue analizar cómo afecta el esfuerzo realizado durante un Duatlón simulado (5-20-5 km) a la eficiencia energética y la técnica de carrera y pedaleo.

Métodos. Participó un duatleta de alto nivel que realizó 4 pruebas en laboratorio: a-Maximal de carrera; b-Maximal de pedaleo; c-Submaximal de pedaleo (60% del $VO_{2máx}$ [2]); d- Duatlón simulado (5-20-5 km). La prueba “c” sirvió de comparación con los 20 km de pedaleo durante el duatlón simulado, mientras que los primeros 5 km de carrera del duatlón simulado sirvieron de control para comparar con los últimos 5 km (75% del $VO_{2máx}$ [3]). Se registraron variables fisiológicas (VO_2 , RER, EC y GE) y biomecánicas (espacio-temporales durante la carrera; cinéticas y cinemáticas durante el pedaleo).

Resultados. El principal hallazgo de este estudio piloto ha sido observar un deterioro de las variables fisiológicas y no de las biomecánicas durante un Duatlón simulado. El gasto de energía aumentó un 7% en el Duatlón en comparación con las pruebas submaximales sin fatiga. Igualmente se observó un incremento del gasto energético dentro de cada prueba del duatlón simulado.

Conclusiones. En conclusión, el gasto energético durante un Duatlón simulado se ve alterado por la combinación de las pruebas que lo componen (carrera-bici-carrera), sin embargo, no se han conseguido observar modificaciones en la técnica de carrera ni en la cinética del pedaleo, aunque sí en la cinemática del pedaleo. Futuros trabajos deberían intentar monitorizar variables electromiográficas durante la carrera y el pedaleo, que permitirían justificar el aumento del gasto energético observado.

Referencias

1. C.A. Rüst et al. *J Strength Cond Res.* **2** (2012) 293-301.
2. M.E. Mieras, M.W. Heesch, D.R. Slivka *J Strength Cond Res.* **28** (2014) 2324-2329.
3. R. Lepers, J. Theurel, C. Hausswirth, T. Bernard *J Sci Med Sport* **11** (2008) 381-389.

Tejido conectivo, avances clínicos en Medicina Deportiva

C.G. Sacristán^{*}, P. Gutierrez², J. Pan³

¹ Centro Médico Leonor Sacristán, Av. Principal 1, San Agustín del Guadalix, 28750I, Madrid,

² Cátedra de Investigación Cirugía Aponeurológica UFV, Madrid, España

*: correo electrónico: patologías@leonorsacristan.com

Palabras clave: tejido conectivo, LCA, cirugía aponeurológica, lesiones musculares

Introducción. El tratamiento del tejido conectivo, en especial mediante la aplicación de la cirugía aponeurológica, en el ámbito de la Medicina Deportiva, aporta nuevas expectativas en el tratamiento de las lesiones, entre las que cabe destacar la cicatrización de roturas completas del ligamento cruzado anterior de la rodilla, la cicatrización de las roturas musculares en plazos extremadamente cortos, patología discal,...

Métodos. La cirugía aponeurológica, es una técnica médica, no invasiva, con más de 16 años de uso clínico en diversas patologías. Se basa en la identificación palpatoria de las modificaciones de viscosidad de la sustancia fundamental de la matriz extracelular, utilizando en su comportamiento las características de fluido no-newtoniano del tejido conectivo. La sustancia fundamental y su movimiento como fluido que es, ofrece una herramienta diagnóstica y terapéutica. Cada estructura, por su diversificación, emite movimientos ondulatorios identificativos que permitirán establecer correlación entre las zonas afectadas.

El tejido conectivo, entre sus funciones, conlleva la capacidad de distribuir las tensiones en el organismo, modificando su composición en el número y distribución de las fibras que lo forman, siendo capaz de transformarse de tejido conectivo laxo a denso y viceversa según las necesidades del entorno.

A través de los mecanorreceptores, las señales mecánicas son transformadas en señales eléctricas y químicas que serán utilizadas para la recuperación de la lesión

La normalización del tejido conectivo permite la cicatrización del músculo en un tiempo más reducido que la cicatrización de la piel, y su recuperación “ad integrum” gracias a los pericitos.

La cicatrización del ligamento cruzado anterior (LCA,) en nuestra experiencia, ocurre en un 80% de los pacientes y sin las complicaciones de la ligamentoplastia. La normalización biomecánica de la cápsula articular evita complicaciones posteriores.

Es evidente la importancia de la correcta biomecánica en el funcionamiento del cuerpo humano y, no es posible alcanzarlo sin considerar el tejido conectivo y, sin normalizar los cambios de viscosidad de la sustancia fundamental.

Conclusiones. El tratamiento del tejido conectivo y en especial la aplicación de la cirugía aponeurológica ofrece un nuevo enfoque en la fisiopatología de las lesiones deportivas.

La cirugía aponeurológica es una técnica médica, no invasiva, diagnóstica y terapéutica.

Es posible establecer correlación entre diferentes zonas del organismo implicadas en la patología.

Es imprescindible “tener en cuenta” al tejido conectivo para una correcta biomecánica.

Agradecimientos: A todos los pacientes. Ellos hacen posible el desarrollo de la cirugía aponeurológica

Relación entre los movimientos articulares durante la carrera

J. Rueda*, G. Torres, A. Navandar, y E. Navarro

Departamento de salud y rendimiento Humano, INEF UPM, C/ Martín Fierro, 7. 28040 Madrid
España

*: correo electrónico: javier.rueda7792@gmail.com

Palabras clave: Biomecánica, análisis cinemático, carrera, lesiones.

Introducción. Realizar actividad física con regularidad está asociado a una mejora de la calidad de vida [1], sin embargo, no está exenta del riesgo de lesión [2]. Entre los factores de riesgo de lesión destaca poseer una mala técnica de carrera [3]. Hasta ahora la mayoría de investigaciones trataban de analizar las distintas variables en un instante determinado y por separado [4]. Sin embargo, en los últimos años se están realizando estudios que buscan comprender la relación de las distintas variables biomecánicas entre sí [5]. El objetivo de este estudio es analizar las relaciones existentes entre las variables biomecánicas de la cadera, la rodilla y el pie en sus ejes longitudinal y sagital durante la carrera.

Métodos. Se han determinado las variables cinemáticas de la carrera mediante un sistema de Captura 3D de la marca Vicon® con 6 cámaras operando a una frecuencia de 120 Hz. Se fijaron sobre el cuerpo de los sujetos 24 marcadores reflectantes y la carrera se realizó sobre un suelo sintético en una pista de 15 metros de longitud. La muestra estaba compuesta por un total de 19 corredores amateur con una media de edad $34,5 \pm 7,21$ años y que realizaron la prueba a una velocidad media de $3,10 \pm 0,33$ m/s. Se utilizó una aplicación informática desarrollada en el laboratorio que permitió determinar las variables del estudio junto con los programas estadísticos Excel® y Spss®.

Resultados. Se han observado correlaciones entre las posiciones al inicio y los máximos en la pronosupinación ($<0,05$) y en la rotación de la cadera y la rodilla ($<0,01$). Sobre las relaciones entre articulaciones, el máximo valgo de rodilla en el apoyo está correlacionado ($<0,01$) con la rotación al inicio y al máximo de la cadera, la rotación de cadera al inicio del apoyo se correlaciona con la rotación al inicio y en el máximo de la rodilla ($<0,05$). El máximo de aducción en el apoyo, la supinación al inicio y el máximo de pronación no guardan correlación con ninguna variable analizada en otra articulación.

Conclusiones. Se sabe que un exceso de pronación está ligado a lesiones en el tren inferior [6] por lo tanto para prevenirlas en corredores deberemos también hacer caso a la posición con la que el pie llega al suelo. La relación entre las variables biomecánicas de la cadera y la rodilla con las lesiones también ha sido demostrada [7] en anteriores estudios. Todos estos datos nos animan a seguir investigando estas relaciones para poder buscar patrones más complejos que nos ayuden a determinar distintos mecanismos de lesión.

Referencias

1. A. Dias Lopes, L. C. Hespanhol, Jr, Yeung, S., L.O. Pena Costa. *Sports Med.* **42** (2002) 891-905.
2. B.J. Gabbe, C.F. Finch, P.A. Cameron, O.D. Williamson. *Br J Sports Med* **39** (2005) 573-577.
3. E. Navarro, C. García, G. Torres, D. Chorro, A. Navandar, S. Veiga. *European Journal of Human Movement.* **34** (2015) 52-74.
4. R. Ferber, I. McClay Davis, D.S. Williams III. *Clinical Biomechanics.* **18** (2003) 350-357.
5. B. Noehren, I. Davis, J. Hamill. *Clinical Biomechanic.* **22** (2007) 951-956.
6. T.M. Willems, E. Witvrouw, E. J. *Med. Sci. Sports.* **15** (2005) 336-345.
7. K. Weiss, C. Whatman. *Sports Medicine.* **45** (2015) 1325-1337.

Método para la valoración funcional y del rendimiento en baloncesto mediante acelerometría

A. Ruíz Álvarez, A. Muñoz López, J. Villaceros Rodríguez, A. Ferro Sánchez*

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Universidad Politécnica de Madrid, Calle Martín Fierro Nº 7, Madrid, 28040, España.

*: correo electrónico: amelia.ferro@upm.es

Palabras clave: baloncesto, valoración, cambio de dirección, acelerometría.

Introducción. El Baloncesto, es un deporte donde el rendimiento tiene un carácter multifactorial. La valoración del deportista nos permite conocer su estado funcional, condicional y ajustar las cargas de entrenamiento. En este estudio nos propusimos desarrollar un método de análisis funcional y del rendimiento para jóvenes jugadores de baloncesto a través de un multisensor inalámbrico y de una batería de test.

Métodos. Dos hombres (S1 y S2), jugadores de baloncesto realizaron cinco test; una prueba funcional (Weight-bearing dorsiflexión test) para evaluar la flexión dorsal de tobillo, y cuatro de rendimiento, dos pruebas de salto unilateral (CMJ 1-Pierna y Horizontal Jump 1-Pierna) y dos test de cambio de dirección (V-Cut test y 180° Test). Para realizar el registro de los datos se empleó dos multisensores Wimbu v. 1.6, Realtrack Systems S.L. (Almería, España). Wimbu registró datos con una frecuencia de 1000 Hz. Se filmaron todas las pruebas y con el software Quiko se sincronizaron los datos con los videos. Mediante los sensores: GYRO(°), ACELT(G) y el monitor HV FORCE, se realizó la valoración de las siguientes variables: Aceleración total (Acel.T) en pierna derecha (Der) e izquierda (Izq), grado de dorsiflexión de tobillo (Gyro), media de las fuerzas verticales (+Avg), horizontales (-Avg) y diferencia de fuerzas (Dif.Avg), tiempo total de la prueba (T.Prueba), el tiempo parcial (T.Parcial) y el tiempo en ejecutar el cambio de dirección (T.CODA).

Resultados. En el Weight-bearing dorsiflexión test, tanto S1 como S2 presentaron valores de flexión dorsal por encima de los considerados como factor de riesgo ($\leq 36.5^\circ$) [1]. En las pruebas de salto, ambos consiguieron mayor Acel.T con su extremidad dominante (izquierda), CMJ 1-Pierna: S1; Der-2.02 e Izq-2.23, S2; Der-2.41 e Izq-2.68. H.J.1-Pierna; S1; Der-2.72 e Izq-2.76, S2; Der-2.73 e Izq-2.99. Además, en el H.J. los resultados mostraron una relación directamente proporcional entre la distancia del salto y la Acel.T. S2 presentó T.Prueba (ss:ms) menor en el V-Cut test (S1;8.025, S2;7.727) y una Dif.Avg a favor de -Avg (horizontales) mientras que el S2 a favor de las verticales. En el 180° Test S1 con realizó su mejor T.Prueba con Der-3.264, mientras que S2 con Izq-3.212.

Conclusiones. Se ha desarrollado un método de análisis funcional y de rendimientos mediante el uso de un único instrumento de medida y un protocolo formado por una batería de test. El método permitió obtener datos relevantes sobre diferentes variables cinéticas hasta ahora no referenciadas en la literatura científica.

Referencias

1. L.J. Backman, P. Danielson. *The American Journal of Sports Medicine*. 39 (2011) 2626-2633.

¿Podría ser el carro escolar una buena opción para los niños?

E. Orantes-Gonzalez^{1,*}, J. Heredia-Jimenez¹, VM. Soto-Hermoso¹

¹ Departamento Educación Física y Deportiva, Universidad de Granada, Carretera de Alfacar s/n, Granada, 18011, España,

*: correo electrónico: maevor@ugr.es

Palabras clave: biomecánica, cinemática, estudiantes, carga

Introducción. El uso de las mochilas de ruedas o trolleys es cada vez mayor en niños de Educación Primaria, llegando en algunos estudios a igualarse al uso de la mochila tradicional [1]. Para clarificar las recomendaciones entre carro y/o mochila, en este estudio se ha realizado un análisis cinemático transportando distintas cargas con ambas opciones de transporte.

Métodos. 14 sujetos sanos fueron evaluados (9.6±1.8 años, 1.5±0.1 m, 39.9±12.3 kg). Un sistema de captura de movimiento 3D con 9 cámaras infrarrojas (Qualisys AB, Göteborg, Sweden) fue usado para capturar la locomoción de cada sujeto durante un minuto en cada una de las siguientes condiciones: caminando sin carga (CONTROL), llevando la mochila en la espalda y tirando del carro con el 10%, 15% y 20% BW. Media y desviación típica de los parámetros cinemáticos del tronco, pelvis y rodilla fueron analizados utilizando un ANOVA de medidas repetidas y el test de Bonferroni (p<0.05).

Resultados. Los movimientos en el plano sagital se muestran en la figura 1. La pelvis y el tronco no presentaron diferencias significativas en el plano frontal ni lateral, y la rodilla en ninguno de los 3 planos. La cadera aumentó su aducción transportando el 10% y el 20% BW con mochila comparado con las mismas cargas usando el carro. La cadera también disminuyó la rotación llevando el 20% BW con la mochila comparado con la condición CONTROL.

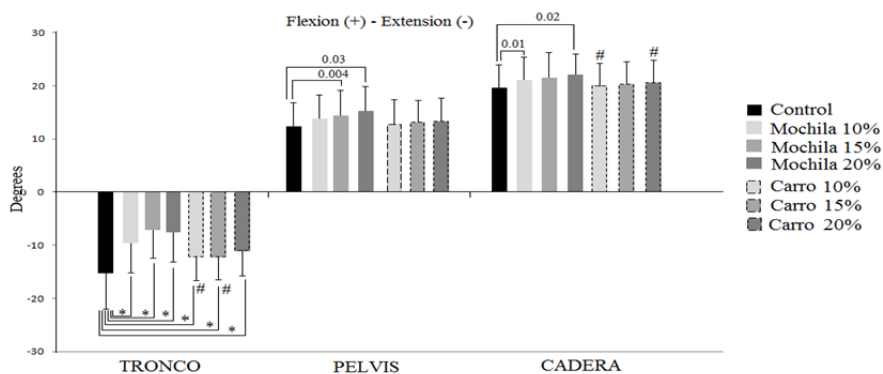


Fig. 1. Movimientos del plano sagital en tronco, pelvis y cadera. *p<0.001; #p<0.001 comparando la misma carga carro-mochila.

Conclusiones.

El uso del carro escolar requiere de menos adaptaciones que el uso de la mochila usando las mismas cargas, y requiere menos adaptaciones que la mochila comparado con la locomoción normal.

Referencias

1. F. Zurita, D. Linares, A. Martínez, M. Linares. *J Sport Health Res.* **4** (2012) 289-298.

Agradecimientos. El trabajo de E.Orantes-Gonzalez ha sido financiado por el Ministerio de Educación, Cultura y Deporte (ref. FPU13/00162).

Efecto de la fatiga en el ángulo de flexión de rodilla y tobillo en la fase de despegue en corredores recreacionales

B. Bazuelo-Ruiz^{1,*}, E. Medina², J.V. Durá-Gil², S. Llana-Belloch¹

¹ Universidad de Valencia, C/ Gascó Oliag, 3 - 46010 – Valencia, España

² Instituto de Biomecánica de Valencia, Camino de Vera s/n, 46022 – Valencia, España

*: correo electrónico: brunobazuelo@gmail.com

Palabras clave: cinemática, fotogrametría, biomecánica.

Introducción. La economía de carrera ha sido asociada como un buen predictor del rendimiento en la carrera [1]. La biomecánica del corredor tiene una influencia sustancial en la economía de carrera [2,3]. El objetivo de este estudio es determinar el efecto de la fatiga en la flexión de rodilla y tobillo en la fase de despegue en corredores recreacionales.

Métodos. Sesenta corredores recreacionales participaron en el estudio. Con un sistema de fotogrametría (Kinescan/IBV) se obtuvieron cinco medidas tanto en condición “pre-fatiga” como en “post-fatiga”. La velocidad de carrera se fijó en 12 km/h para todos los sujetos. El protocolo de fatiga consistió en la realización de 3 tareas: el Test Course-Navette, subida y bajada de escaleras durante 5 minutos, y 5 series de 1 minuto de saltos alternativos en escalón. Entre cada una de las tareas el descanso fue de 2 minutos. Se dio por concluido el protocolo cuando los sujetos alcanzaron el 90% de la frecuencia cardíaca máxima teórica y cuando el sujeto refería una puntuación de 18 en la escala de percepción subjetiva del esfuerzo de Borg (6-20). Durante el desarrollo del ensayo todos los participantes utilizaron el mismo modelo de calzado deportivo de pisada neutra (KELME GRAVITY MC).

Resultados. Se compararon los valores medios de la flexión de rodilla y tobillo en la fase de despegue en condición pre y post-fatiga (Tabla 1). Sólo se encontraron diferencias significativas en el tobillo ($p \leq 0.05$), obteniéndose una menor flexión plantar en situación post-fatiga que en situación pre-fatiga.

Tabla 1. Comparativa del ángulo de flexión de tobillo y rodilla en la fase de despegue, en condición pre y post-fatiga.

	Pre-fatiga	Post-fatiga	<i>p value</i>
Flexión rodilla (°)	13.07±5.37	13.03±5.74	0.95
Flexión tobillo (°)	-16.56±4.54	-15.70±5.23	0.05

Conclusiones. Los resultados obtenidos indican que la fatiga no afecta los valores de flexión de rodilla en la fase de despegue cuando el corredor se encuentra fatigado, pero sí a los de tobillo. Al igual que se indica en la bibliografía [2], la fatiga provoca una disminución en el ángulo de flexión plantar, lo que, a su vez, es un importante factor en la economía de carrera [3].

Referencias

1. D.L. Conley, G.S. Krahenbuhl. *Med Sci Sports Exerc.* **12** (1980) 357–360.
2. I.S. Moore, A.W. Jones, S.J. Dixon. *Med Sci Sports Exerc.* **44** (2012) 1519-1525.
3. K.R. Williams, P.R. Cavanagh. *J Appl Physiol.* **63** (1987) 1236–1245.

Agradecimientos. Esta investigación ha recibido financiación del 7º Programa Marco de la Unión Europea (FP7-SME-2011-1) con número 285800.

Estudio de la acción del Flic-Flac atrás en barra de equilibrio en condiciones cambiantes: estudio de caso

J. Velasco Osorio^{1*}, J. Campos Granell¹

¹ Departamento Educación Física y Deportiva, Universitat de València, Gascó Oliag, 3, 46010, Valencia

*: correo electrónico: juevo@alumni.uv.es

Palabras clave: Gimnasia artística, rendimiento deportivo, técnica, plataforma de fuerzas.

Introducción. El estudio que se presenta tiene el objeto de conocer las fuerzas verticales que se producen en el apoyo de las manos en el suelo al realizar el elemento gimnástico del Flic-Flac atrás en barra de equilibrio, los valores alcanzados en una serie de variables cinemáticas [1] y en su conjunto, las diferencias existentes entre dos situaciones experimentales (Flic-Flac atrás parado vs. Flic-Flac atrás con acción previa (otro Flic-Flac atrás). El objetivo de estudio surge de la evidencia de los escasos trabajos encontrados sobre el estudio de la acción del Flic-Flac atrás en gimnasia desde la perspectiva biomecánica, a excepción de los realizados por Rosamond [2] y Lovecchio, Grassi, Shirai, Galante, Grandi, Ferrario, y Sforza [3].

Métodos. Para la realización de los ensayos se contó con una gimnasta de Gimnasia Artística Femenina (edad 15 años, estatura 1,50 m., peso 53,7 kg.) de nivel 7. Para registrar las fuerzas se utilizó una plataforma de fuerzas del IBV y el software NedScan/IBV versión 2.0.0 a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. En la parte de fotogrametría se filmaron los ensayos con una cámara de video Casio Exilim, a 240 Hz., analizándose con el programa Kinovea. Se registraron 30 ensayos (15 para cada situación experimental). Se calcularon medidas de tendencia central y dispersión y una prueba t para establecer las diferencias entre las dos situaciones experimentales.

Resultados. Los resultados mostraron la existencia de diferencias significativas entre las dos situaciones experimentales ($p < 0,001$) en el tiempo de apoyo, fuerza máxima positiva en el eje AP. (Fx), duración de las fases temporales 1 y 2, ángulo de flexión máxima de las rodillas, altura máxima de la cadera durante el vuelo, ángulo de flexión de la rodilla al llegar el primer y segundo pie al suelo. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas en la fuerza vertical (Fz), $p < 0,820$, fuerza máxima negativa en el eje AP. (Fx), $p < 0,550$, fuerza máxima positiva en el eje ML. (Fy), $p < 0,060$, fuerza máxima negativa en el eje ML. (Fy), $p < 0,116$, en la duración de la fase temporal 3, $p < 0,058$, ni en la fase temporal 4, $p < 0,885$.

Conclusiones. A pesar de las diferencias encontradas en las dos situaciones experimentales, estas no impiden que la gimnasta encuentre un tempo final constante en la fase final que lleva a la adopción de la posición final de equilibrio, aspecto clave en el aparato de la barra de equilibrio, demostrándose con ello que las gimnastas disponen de un sistema de control que les permite ajustar la dinámica de la acción realizada al objetivo decisivo de conseguir el equilibrio final sobre la barra. El proceso adaptativo resulta clave en el entrenamiento de las gimnastas.

Referencias

1. E.L. Rosamond, M.R. Yeadon. *Sports Engineering*. **11** (2009) 187-193.
2. E. Rosamond. A Doctoral Thesis (2006) 188-205.
3. N. Lovecchio, G. Grassi, Y.F. Shirai, D. Galante, G. Grandi, V.F. Ferrario, C. Sforza. *Exercise and Sports Sciences, Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte*, **19** (2012) 292-296.

Contribución de los brazos en el aterrizaje del salto vertical

D. Pancorbo, J. Olivares, F.J. Rojas, M. Gutiérrez-Dávila*

Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada.

*: correo electrónico: marcosgd@ugr.es

Palabras clave: Biomecánica, Recepción salto vertical, Amortiguación, Lesiones deportivas.

Introducción. Investigaciones precedentes han puesto de manifiesto que numerosas lesiones deportivas están asociadas a la escasa amortiguación durante la recepción de los saltos, constatándose que una mejora en la técnica de aterrizaje podría reducir el riesgo de lesiones^[1]. Datos y teorías permiten asociar la contribución de los brazos con la reducción del impacto inicial, así como un factor que mejora del equilibrio^[2,3]. En esta investigación se pretende comprobar el efecto que tiene la contribución de los brazos sobre los factores que determinan la amortiguación de los saltos verticales, exponiéndose como hipótesis que los brazos reducen el pico máximo de fuerza y contribuyen a la estabilidad articular durante la recepción de los saltos.

Métodos. Han participado 29 estudiantes con experiencia en deportes donde el salto vertical constituye una habilidad básica. Se ha utilizado una plataforma de fuerza, Dinascan/IBV, operando a 500 Hz, sincronizada temporalmente a una cámara de vídeo, Casio EX-FH20, que registraba a 210 Hz el plano sagital del movimiento. Tras un calentamiento los participantes se familiarizaron con las dos condiciones experimentales. En la situación *Sin brazos*, debían dejarse caer a la Plataforma desde una altura de 0.5 m partiendo de una posición erguida con las manos en las caderas, manteniéndolas en esa posición durante la fase de absorción del impacto (FAI), determinada por 0.2 s desde el contacto con la plataforma. En la situación *Con brazos* se realizaba este mismo movimiento aunque partiendo con los brazos por encima de la cabeza y permitiendo su participación libre. A partir de los datos procedentes de la plataforma se registró el valor máximo del segundo pico de fuerza (2-PMF), así como los registros relativos a las velocidades y desplazamientos del CG. Para ello, se calcularon las componentes de la aceleración horizontal del CG a partir de la fuerza neta y la masa. Las sucesivas componentes de la velocidad (V_{xCG} y V_{yCG}) y sus respectivos desplazamientos (S_{xCG} y S_{yCG}), se calcularon mediante integración de las respectivas funciones de aceleración-tiempo. A partir de los datos procedentes del análisis fotogramétrico se ha registrado la posición horizontal y vertical del CG en la recepción, así como la goniometría de las articulaciones más relevantes.

Resultados. Con la participación de los brazos se reduce un 8.8% el 2-PMF ($p < 0.01$), el CG está más alto ($p < 0.001$) y al ángulo de la cadera es mayor en la toma de contacto con la plataforma de fuerzas. En 2-PMF, el $S_{yCG(2-PMF)}$ ha sido algo mayor con la participación de los brazos ($p < 0.05$). Esta tendencia se mantiene hasta el final de FAI, donde $S_{yCG(200)}$ es mayor con la acción de brazos ($p < 0.01$). Se constata que la velocidad vertical al final de FAI $V_{yCG(200)}$ alcanza valores negativos más altos con la participación de los brazos ($p < 0.01$).

Conclusiones. Con la participación de los brazos se incrementa la absorción del impacto debido a un mayor desplazamiento vertical del CG. Se podría afirmar que los brazos actúan a modo de amortiguadores del impacto inicial. La menor reducción de la velocidad vertical del CG al final de la FAI y el menor desplazamiento horizontal del CG, nos hacen pensar en una función estabilizadora de los brazos. En consecuencia, los datos sugieren que la acción de los brazos podría contribuir a reducir el riesgo de lesiones durante la recepción de los saltos.

Referencias

1. H.M. Ericksen et al. *Journal of Athletic Training*. **48** (2013) 685-695.
2. J. Dapena, C.S. Chung. *Med. Sci. Sports Exerc.* **20** (1988) 290-302.
3. Gutiérrez-Dávila (2015). *Fundamentos de Biomecánica Deportiva*. Ed. Síntesis: Madrid.

Definición de un modelo de marcadores epidérmicos de tórax-pelvis para la evaluación de la locomoción con mochila

J. Heredia-Jiménez^{1,*}, E. Orantes-Gonzalez¹

¹ Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Granada.

*: correo electrónico: herediaj@ugr.es

Palabras clave: análisis cinemático, tórax, pelvis, marcadores epidérmicos, modelos anatómicos.

Introducción. La mayoría de modelos de marcadores epidérmicos para la evaluación de la locomoción se centran en la extremidad inferior, como son el modelo CAST [1] y el modelo IOR [2]. Además, cuando se analiza la locomoción con el cuerpo al completo, las medidas cinemáticas tridimensionales de la extremidad superior no reciben demasiada atención comparadas con la extremidad inferior [3]. Por otro lado, los modelos creados están basados en la locomoción normal y patológica sin ningún implemento, como puede ser una mochila o similar, siendo estos implementos muy utilizados en la locomoción transportando una carga en escolares u otros profesionales (militares, bomberos, etc.). Por ello, el objetivo de este estudio es crear un modelo de marcadores epidérmicos que permita la evaluación cinemática tridimensional de la locomoción portando una mochila.

Métodos. Se evaluaron un total de 4 sujetos. Se utilizó un sistema de 9 cámaras infrarrojas (Qualisys, Goteborg, Suecia) que capturaron a una frecuencia de 250 Hz los marcadores epidérmicos de 16 mm colocados sobre la piel de los sujetos. Se comparó un modelo tradicional de marcadores basados en el protocolo CAST [1] con el modelo de marcadores creado para la evaluación de la locomoción con mochila. Se normalizaron los datos teniendo en cuenta el ciclo de marcha de los sujetos.

Resultados. Al comparar el modelo CAST [1] con el modelo de tórax y pelvis creado para la evaluación de la locomoción portando una mochila, no se encontraron diferencias significativas en las curvas durante un ciclo de marcha en ninguno de los 3 planos analizados (frontal, transversal y anteroposterior) del ángulo del tórax y del ángulo de la cadera. Tampoco se encontraron diferencias significativas en las medias de las variables cinemáticas analizadas.

Conclusiones. El modelo de marcadores epidérmicos del tórax y pelvis que se ha diseñado en el presente estudio es válido para ser utilizado como sustituto al modelo CAST [1] en estudios de locomoción donde los sujetos deban portar una mochila o cualquier otro implemento que no permita colocar marcadores en la zona posterior del tórax y cadera o que oculte dichos marcadores.

Referencias

1. A. Cappozzo et al. *Clin Biomech.* **10** (1995) 171-178.
2. A. Leardini et al. *Gait Posture.* **26** (2007) 560-571.
3. G. Rab et al. *Gait Posture.* **15** (2002) 113-119.

Variables cinemáticas de los hop test en la evaluación funcional del ligamento cruzado anterior

A. Gómez Bernal^{1,*}, V. Alfaro Santafé², J. Alfaro Santafé³

^{1,2,3} Parque Tecnológico Walqa (Edif. Podoactiva), Dto. Podología Deportiva y Biomecánica,

Podoactiva, Ctra N 330 a Km 566, 22197, Huesca, España

*: correo electrónico: antoniogomez@podoactiva.com

Palabras clave: cinemática, salto, single hop test, Optogait®, Younext4D®.

Introducción. Las pruebas biomecánicas de salto son cada vez más utilizadas en la prevención de lesiones del miembro inferior. Existe una incidencia elevada de lesión del ligamento cruzado anterior en el fútbol, lo que hace necesario la evaluación específica del mismo. En la literatura existen diferentes pruebas funcionales basadas en saltos con evidencia científica para dicha evaluación [1], [2]. Gracias al avance tecnológico en materia de análisis biomecánico, se pueden cuantificar diferentes variables que proponemos en este trabajo.

Métodos. Se incluyeron en el estudio 6 varones entre 25 y 35 años de edad, jugadores de fútbol y que no presentaban ningún tipo de lesión ni molestia. Se utilizó el nuevo sistema Younext4D® para la evaluación clínica de los hop test y se comparó con los resultados del sistema validado Optogait® [3] (Fig.1). Ambos sistemas analizan la cinemática y proporcionan datos cuantitativos como son la distancia de salto y el índice de simetría. Además, el sistema Younext4D® proporciona datos angulares de la extremidad analizada, como la flexo-extensión de la rodilla junto con su correspondiente velocidad y aceleración angular.

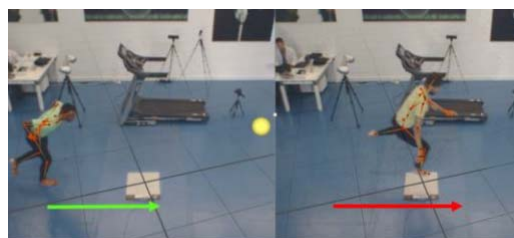


Fig.1 Single hop test en la evaluación del LCA

Además, el sistema Younext4D® proporciona datos angulares de la extremidad analizada, como la flexo-extensión de la rodilla junto con su correspondiente velocidad y aceleración angular.

Resultados. Las variables cinemáticas distancia de salto e índice de simetría muestran resultados similares en ambos sistemas. Para los jugadores examinados, se obtienen resultados de distancia de salto similares (inter-extremidad) y valores de IS dentro de la normalidad. Las variables cinemáticas angulares proporcionadas por Younext4D® muestran resultados coherentes al estado físico de los jugadores y con valores próximos entre ellos.

Conclusiones. Existe evidencia científica en la que se proponen los hop test como pruebas de elección para la evaluación funcional del LCA. Mediante los resultados obtenidos en este trabajo proponemos añadir variables cinemáticas angulares que aporten información acerca del estado funcional del ligamento. Son necesarios más estudios para establecer valores de referencia con el sistema de análisis Younext4D®.

Referencias

- 1- D. Logerstedt, H. Grindem, A. Lynch, I. Eitzen, L. Engebretsen, M.A. Risberg et al. *Am J Sports Med.* **40** (2012) 2348–2356.
- 2- A. Reid, T.B. Birmingham, P.W. Stratford, G.K. Alcock, J.R. Giffin. *Phys Ther.* **87** (2007) 337–349.
- 3- J.F. Glatthorn, S. Gouge, S. Nussbaumer, S. Stauffacher, F.M. Impellizzeri, N.A. Maffiuletti. *J Strength Cond Res.* **25** (2011) 556–560.

Influencia de la fatiga en la absorción de impactos bilateral en corredores recreacionales

B. Bazuelo-Ruiz^{1*}, E. Medina², J.V. Durá-Gil², S. Llana-Belloch¹

¹ Universidad de Valencia, C/ Gascó Oliag, 3 - 46010 – Valencia, España

² Instituto de Biomecánica de Valencia, Camino de Vera s/n, 46022 – Valencia, España

*: correo electrónico: brunobazuelo@gmail.com

Palabras clave: acelerometría, capacidad de absorción, biomecánica.

Introducción. La fatiga podría alterar el funcionamiento de las articulaciones y la coordinación neuromuscular y, a su vez, la capacidad de disipar los impactos [1]. Por ello, el objetivo del presente estudio es determinar si existen diferencias en la capacidad de absorción de impactos entre ambas piernas cuando el corredor se encuentra fatigado.

Métodos. Sesenta corredores recreacionales, mayoritariamente diestros, participaron en el estudio. Se utilizó un sistema de acelerometría desarrollado por IBV para medir los impactos contra el suelo. Se obtuvieron 5 medidas tanto en condición pre-fatiga como en post-fatiga. La velocidad de carrera se fijó en 12 km/h para todos los sujetos. El protocolo de fatiga consistió en la realización de 3 tareas: el Test Course-Navette, subida y bajada de escaleras (5'), y saltos alternativos en escalón (5x1'). Entre cada una de las tareas el descanso fue de 2 minutos. Se dio por concluido el protocolo cuando los sujetos alcanzaron el 90% de la frecuencia cardiaca máxima teórica y cuando el sujeto refería una puntuación de 18 en la escala de percepción subjetiva del esfuerzo de Borg (6-20). Durante el desarrollo del ensayo todos los participantes utilizaron el mismo modelo de calzado deportivo de pisada neutra (KELME GRAVITY MC).

Resultados. Se compararon los valores medios del impacto máximo y medio en condición pre y post-fatiga al igual que el tiempo entre impactos en ambas piernas (Tabla 1). En la pierna derecha se observa una reducción en el impacto máximo cuando el corredor se encuentra fatigado mientras que en la izquierda no se encuentran cambios significativos.

Tabla 1. Diferencias del impacto máximo y medio, y el tiempo entre impactos entre ambas piernas en condición pre y post-fatiga.

	Izquierda			Derecha		
	Pre-fatiga	Post-fatiga	p Value	Pre-fatiga	Post-fatiga	p Value
Impacto máximo (g)	30.84±4.20	31.29±5.16	0.52	31.39±5.76	29.74±6.33	0.03
Impacto medio (g)	25.49±3.88	25.99±5.25	0.39	26.36±5.51	25.26±6.04	0.07
Tiempo entre impactos (s)	0.718±0.024	0.716±0.024	0.62	0.715±0.027	0.713±0.284	0.43

Conclusiones. Los resultados obtenidos en este estudio muestran que cuando el corredor se encuentra fatigado existen diferencias en el comportamiento de ambas piernas en cuanto a la capacidad de absorción de impactos, siendo mayor en la pierna derecha que en la izquierda.

Referencias

- J.P. Abt, T.C. Sell, Y. Chu, M. Lovalekar, R.G. Burdett, S.M. Lephart. *J Strength Cond Res.* **25** (2011) 1479–1485.

Agradecimientos. Esta investigación ha recibido financiación del 7º Programa Marco de la Unión Europea (FP7-SME-2011-1) con número 285800.

Análisis cinemático del pedaleo ciclista mediante sistemas de captura del movimiento en 2D y 3D

P. Abal del Blanco^{1,*}, J. García-López¹

¹ Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad de León, Campus de Vegazana S/N, León, 24071, España

*correo electrónico: adb.pedro@gmail.com

Palabras clave: ciclismo, biomecánica, cinemática 2D, cinemática 3D, asimetría

Introducción. El ajuste de las medidas de la bicicleta es de vital importancia para la práctica del ciclismo, especialmente el de la altura del sillín. Aunque tradicionalmente se han venido utilizando los métodos estáticos (extrapolación de medidas antropométricas a la bicicleta y goniometría estática) como formas más habituales de realizar dicho ajuste, estos métodos no garantizan una correcta cinemática de las articulaciones implicadas en el pedaleo, por lo que los métodos dinámicos son más recomendables [1]. En este trabajo se estudió la diferencia existente entre los dos métodos dinámicos de análisis cinemático del pedaleo: el análisis bidimensional (2D) y el tridimensional (3D). Como objetivo secundario, también se estudió la existencia de asimetría cinemática entre los dos hemicuerpos del ciclista.

Métodos. En el estudio participaron 12 ciclistas de género masculino (26.3 ± 7.7 años, 68.7 ± 5 kg, 178.5 ± 6.1 cm y 8.7 ± 4.6 años de experiencia en ciclismo) que realizaron 3 series de pedaleo de 4 minutos de duración a 150W utilizando tres alturas de sillín diferentes: la habitual, una un 2% más baja y otra un 2% más alta. Las series fueron grabadas simultáneamente por una cámara de alta velocidad colocada perpendicularmente al ciclista, para el posterior análisis en 2D, y por un sistema 3D, compuesto por 6 cámaras sensibles a la luz infrarroja colocadas en un anillo hexagonal por encima del ciclista.

Resultados. De media, el sistema de análisis 2D, comparado con el sistema 3D, subestimó en 2.4° el ángulo de extensión de la rodilla y en 2.0° la extensión de la cadera, sin diferencias significativas en la extensión del tobillo. Sin embargo, el sistema de análisis 2D sobrestimó en 1.7° el ángulo de flexión de la rodilla, en 3.4° el ángulo de flexión de la cadera y en 1.2° el ángulo de flexión de la articulación del tobillo.

Ambos sistemas fueron igual de sensibles a los cambios de altura del sillín y las correlaciones entre ellos fueron muy altas, tanto en la medición de la flexión como de la extensión de las articulaciones analizadas. Además se constató que no existe correlación entre la magnitud del ángulo medido y la diferencia de medida entre los sistemas.

Conclusiones. La conclusión más importante de este estudio es que el sistema de análisis 2D del pedaleo ciclista es válido, ya que ha demostrado altas correlaciones con el sistema 3D y sensibilidad a pequeños cambios de la altura del sillín. Además, las diferencias entre ambos sistemas no dependen del valor del ángulo registrado ni de ninguna otra variable controlable. Sin embargo, a nivel práctico es necesario corregir los valores obtenidos en 2D, con el objetivo de que sean similares a los que se habrían obtenido mediante el sistema 3D. Así pues, si al realizar el análisis 2D la cámara se coloca perpendicular al ciclista y a una altura intermedia respecto al suelo (~ 0.86 m), se deben sumar 2° a los valores de extensión de cadera y $2-3^\circ$ a los de extensión de rodilla, sin modificaciones en el ángulo de tobillo. Por el contrario, se deben restar $3-4^\circ$ al ángulo de flexión de cadera, $\sim 2^\circ$ al ángulo de flexión de rodilla y $\sim 1^\circ$ al ángulo de flexión de tobillo.

Referencias

1. V. Ferrer-Roca, A. Roig, P. Galilea, J. García-López. *J Strength Cond Res.* **26** (2012) 3025-3029.

Efecto de la acción posterior a la recepción sobre la amortiguación de los saltos verticales

J. Olivares, D. Pancorbo, F.J. Rojas, M. Gutiérrez-Dávila*

Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada.

*: correo electrónico: marcosgd@ugr.es

Palabras clave: Biomecánica, Recepción salto vertical, Amortiguación, Lesiones deportivas.

Introducción. Investigaciones precedentes han sugerido que ciertas lesiones podrían estar asociadas con la técnica de aterrizaje de los saltos^[1]. Las demandas estratégicas posteriores a la recepción limitarían la variabilidad individual de ejecución técnica, incrementando así la probabilidad de lesión^[2]. En esta investigación se pretende comprobar el efecto que tienen tres acciones posteriores al aterrizaje del salto vertical (*Amortiguación*, *Amortiguación+salto*, *amortiguación+carrera*) sobre los factores que determinan la amortiguación, exponiéndose como hipótesis que la acción posterior condiciona el modelo de ejecución técnica.

Métodos. Han participado 29 estudiantes con experiencia en deportes donde el salto vertical constituye una habilidad básica. Se ha utilizado una plataforma de fuerza operando a 500 Hz, sincronizada temporalmente a una cámara de vídeo que registraba a 210 Hz el plano sagital del movimiento. Tras un calentamiento los participantes se familiarizaron con las tres condiciones experimentales. En la situación “*Amortiguación*”, debían dejarse caer a una Plataforma desde una altura de 0.5 m partiendo de una posición erguida con los brazos por encima de la cabeza y permitiendo su participación libre durante la fase de impacto (FI) que se definió como los 0.1 s después de la recepción. En la condición “*Amortiguación+salto*”, se procede igual pero, a continuación, se realiza un salto vertical máximo y, en la condición “*Amortiguación+carrera*”, el aterrizaje se acompaña con un desplazamiento horizontal. A partir de los datos procedentes de la plataforma se registró el valor máximo del segundo pico de fuerza (2-PMF), así como las componentes de la velocidad (V_{xCG} y V_{yCG}) y sus respectivos desplazamientos (S_{xCG} y S_{yCG}) mediante dinámica inversa. A partir de los datos procedentes del análisis fotogramétrico se ha registrado la posición horizontal y vertical del CG en la recepción, la goniometría de las articulaciones más relevantes y la contribución segmentaria.

Resultados. El 2-PMF es mayor cuando sólo se pretende amortiguar la caída ($p<0.001$). Al inicio de la recepción el CG está más adelantado con la carrera posterior ($p<0.001$). El ángulo de la cadera es menor cuando se pretende realizar un salto vertical posterior ($p<0.001$). En el 2-PMF, S_{yCG} y S_{xCG} se han incrementado con la carrera posterior ($p<0.001$) con respecto a las otras dos situaciones y la velocidad vertical (V_{yCG}) alcanza valores negativos inferiores, mientras que se incrementa la velocidad horizontal (V_{xCG} ; $p<0.001$), una tendencia cinemática que se mantiene hasta el final de FI. Con la carrera posterior, la mayor contribución a la amortiguación la realizan las piernas en su desplazamiento hacia delante, mientras que en las otras dos situaciones se compensa con el desplazamiento hacia atrás de los muslos.

Conclusiones. Se confirma la existencia de diferencias significativas de los factores que determinan la amortiguación de la caída entre las tres condiciones propuestas, siendo la condición de carrera posterior el modelo donde se consigue una mayor amortiguación, aunque la mayor contribución de la pierna en su desplazamiento hacia delante podría suponer un incremento de los momentos generados en la rodilla y un mayor riesgo de lesión.

Referencias

1. H. M. Cortés et al. *Journal of Applied Biomechanics*. **48** (2007) 289-299.
2. K. Kulig et al. *Journal of Sports Sciences*. **29** (2011) 125-131.

Efectos del uso de medias compresivas en corredores sobre la acelerometría y el confort

F. J. Oficial¹, I. Aparicio^{1,2}, M. Gil-Calvo¹, M. José Gisbert², P. Pérez-Soriano^{1,*}

¹ GIBD, Departamento de Educación Física y Deportiva, Universitat de València, Calle Gascó Oliag, 3, Valencia, 46010, España.

² AITEX, Instituto tecnológico y textil de Alcoy, Plaza de Emilio Sala 1, Alcoi, 03801, España.

*correo electrónico: pedro.perez-soriano@uv.es

Palabras clave: compresivos, impactos, confort, carrera

Introducción. La percepción de confort es un parámetro de gran importancia en el rendimiento deportivo[1]. Por tanto, una mejora del confort en las medias compresivas podría suponer mejoras en el rendimiento. Cada vez que el pie impacta contra el suelo se produce una rápida deceleración que se transmite del pie a la cabeza [2]. Una prolongada exposición a estos impactos aumenta la probabilidad de lesiones por sobreuso [2]. Por este motivo, el minimizar esta deceleración en el organismo es de gran interés por su relación con las lesiones [2], rendimiento [3] y confort [1]. El objetivo de estudio ha sido valorar la percepción del confort y la deceleración del impacto con el uso de medias compresivas de diferentes grados de compresión en corredores.

Métodos. 10 hombres corredores de nivel popular (35 ± 5 años, 40 ± 10 km/semanales de entrenamiento) con un rendimiento similar participaron en el estudio. Realizaron 2 test en tapiz rodante (30 minutos de carrera al 75% de su velocidad en VO_2 máx) en diferentes días. Un test sin medias de compresión y un segundo test con medias de compresión diferenciadas y randomizadas: fuerte y débil. Se registraron datos de aceleración en tibia y cabeza, completando todos los corredores una escala visual de confort en la condición con media, antes y después de la prueba.

Resultados. Tanto las medias de compresión fuerte como las medias de compresión débil obtuvieron valores de confort general de ~66%. La temperatura percibida en la zona de las medias y el uso de las medias en verano fueron los ítems menos valorados por los deportistas. Referente a la atenuación de impactos se encontraron diferencias significativas ($p=0,003$) entre condición sin media y compresión débil, siendo mayor la atenuación en la condición sin media ($47,504\pm 8,052$ vs $28,876\pm 7,110$). Además la atenuación sin media en algunos instantes de tiempo fue mayor respecto a la condición sin media.

Conclusiones. La utilización de medias compresivas con diferentes grados de compresión, respecto a no llevar media, aporta un mayor confort y una peor sensación de comodidad por el incremento de temperatura de la zona de la media. La media compresiva, independientemente del grado de compresión, posee un efecto protector durante la carrera dada la atenuación del impacto.

Referencias

1. K. Kolcaba, R. Steiner, R. *Journal of Holistic Nursing: Official Journal of the American Holistic Nurses' Association*. **18** (2000) 46–62.
2. M.W. Whittle. *Gait Posture*. **10** (1999) 264-275.
3. J.A. Mercer, J. Vance, A. Hreljac, J. Hamill. *Eur J Appl Physiol*. **87** (2002) 403-408.

La mochila escolar en Educación Primaria: hábitos, dolor de espalda y calidad de vida

E. Orantes-Gonzalez^{1*}, J. Heredia-Jimenez¹

¹ Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad de Granada, Facultad de Ciencias del Deporte, Crta. Alfacar s/n, 18011, Granada.

*: correo electrónico: maevor@ugr.es

Palabras clave: mochila, carro, calidad de vida, niños

Introducción. Una de las tareas que realizan los escolares diariamente para acudir al colegio es transportar los libros y el material escolar en una mochila o carrito. Las recomendaciones de peso de las mochilas escolares para prevenir el dolor de espalda oscilan entre el 10% y 15% del peso corporal del niño [1]. Por ello, este estudio pretende analizar variables relacionadas con los hábitos en cuánto al transporte de mochila escolar, dolor de espalda y calidad de vida en estudiantes de Educación Primaria.

Métodos. Setenta y ocho escolares fueron analizados (35 niños y 43 niñas) (tabla 1). El peso de la mochila fue recogido y relativizado en porcentaje al peso corporal de cada niño (% BW). Además se utilizó un cuestionario con preguntas sobre hábitos de transporte al colegio, tipo de mochila que utilizan, dolor de espalda y calidad de vida.

Tabla 1. Datos descriptivos de la muestra analizada.

	Media	Desviación estándar
EDAD (años)	10,10	1,70
ALTURA (cm)	143,02	20,23
PESO (kg)	39,38	11,31
PESO MOCHILA (kg)	6,05	1,83
PESO MOCHILA (relativo al peso corporal) (%)	16,15	5,90

Resultados. El 20% de los sujetos creen que su mochila es demasiado pesada siempre, y el 10.2% afirma sentirse cansado siempre que usa su mochila. El 35.9% de los sujetos afirman haber sentido dolor de espalda durante el último mes. El 52.7% suele ir caminando al colegio, el 38.5% van en coche. El 53.8 % de los sujetos prefieren usar el carro escolar diariamente para ir al colegio.

Conclusiones. Aunque en este estudio no hay correlación entre el dolor de espalda y el peso de la mochila escolar (relativo a su peso corporal), un porcentaje alto de los sujetos afirman soler sentirse cansados cuando llevan la mochila y creen que son muy pesadas. Además se encontró un peso de mochila medio superior al de las recomendaciones publicadas para niños.

Referencias

1. S. Dockrell, C. Simms, C. Blake. *J School Health*. **83** (2012) 368-377.

Agradecimientos. El trabajo de E. Orantes-Gonzalez fue financiado por el Ministerio de Economía, Cultura y Deporte (ref. FPU13/00162).

Determinación de un índice de fatiga basado en parámetros espacio-temporales de la locomoción en mayores

J. Heredia-Jiménez^{1,*}, E. Orantes-Gonzalez¹, V.M. Soto-Hermoso¹

¹ Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Granada.

*: correo electrónico: herediaj@ugr.es

Palabras clave: locomoción, *6-minute walking-test*, mayores, test fatiga caminando, índice de fatiga.

Introducción. Hay diferentes test para evaluar la condición física en mayores, entre ellos los test de campo caminando, siendo estas pruebas sencillas en su aplicación, rápidas y baratas [1]. Entre ellas el test de 6 minutos caminado es la más utilizada en mayores [2] midiéndose fundamentalmente la distancia y la frecuencia cardiaca. Pero no hay datos en mayores en pruebas de campo andado que apliquen la evaluación cinemática o cinética de la locomoción. Por ello, se pretende valorar los parámetros cinemáticos de la locomoción y valorar un test de fatiga del mismo.

Métodos. Se evaluaron un total de 30 mujeres mayores de 70 años. Para realizar el test de campo se optó por el test de 6 minutos caminando (6MWT) por ser una prueba de campo incluida en la batería Senior Fitness Test [3]. Se creó un rectángulo de 50 metros donde se colocó una plataforma de presiones plantares (GAITRite system, CIRSystems Inc., Clifton, USA) para evaluar los parámetros cinemáticos de la locomoción. Se registraron dichos parámetros en 3 momentos del test. Al inicio (las dos primeras pasadas sobre la plataforma), a los 3 minutos (las dos pasadas sobre la plataforma en el minuto 3 del test), y al final (las últimas dos pasadas sobre la plataforma). Se aplicó un algoritmo de cálculo basado en el decremento de la velocidad. Se utilizó un test ANOVA de medidas repetidas entre las condiciones analizadas.

Resultados. Se encontraron diferencias significativas entre las condiciones evaluadas, Indicando que la ecuación utilizada para analizar la fatiga en un test de campo en mayores es útil. Además, se encontraron diferencias significativas en las variables espacio-temporales de la locomoción durante la ejecución del test de 6 minutos caminando.

Conclusiones. La evaluación de los parámetros espacio-temporales de la locomoción, durante un test de campo en mayores es una herramienta útil y sensible para evaluar la fatiga durante el test, así como la estrategia seguida por los mayores para la ejecución del test. Evaluar los parámetros cinemáticos de la locomoción en mayores ayuda a detectar cambios en la locomoción debido a los efectos de la edad.

Referencias

- 1- A.M. Li et al. *Eur Respir J.* **25** (2005) 1057-1060.
- 2- P.L. Gontijo et al. *Rev Assoc Med Bras.* **57** (2011) 380-386.
- 3- R.E. Rikli et al. *JAPA.* **7** (1999) 129-181.
- 4- H.G. Kang et al. *Gait Posture.* **27** (2008) 572-575.

Validación del sistema optoeléctrico Optogait para medir parámetros biomecánicos de la marcha atlética en tapiz rodante

D. Alvarez^{1,*}, A. Sebastian², L. Pellitero³, V. Ferrer-Roca¹

¹ Departamento Biomecánica, CAR Sant Cugat del Valles, Barcelona, España

² INEFC Barcelona, Barcelona, España.

³ETSEIB, Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, España

*: correo electrónico: danielalvarez300@hotmail.com

Palabras clave: Tiempo de vuelo, tiempo de contacto, análisis de la técnica.

Introducción. La velocidad de desplazamiento en la marcha atlética depende de la frecuencia y la longitud de paso [1]. Recientemente se ha demostrado como en competición los marchadores más rápidos tienden a realizar pasos de mayor amplitud (70% de su altura) y mayor frecuencia (3,34hz o 200 pasos / minuto) [1]. El objetivo de este estudio es validar el sistema fotoeléctrico Optogait para valorar los parámetros biomecánicos de la marcha atlética, específicamente el tiempo de vuelo, el tiempo de contacto y la longitud de paso. La hipótesis del presente estudio es que este nuevo sistema es válido para valorar dichos parámetros biomecánicos.

Métodos. Cinco marchadores (3 hombres y 2 mujeres; edad 22.8 ± 4.2 años; altura 164.2 ± 9.2 cm; peso 56.8 ± 10.1 kg) que compiten en la modalidad de 20km participaron voluntariamente en el presente estudio. Los atletas realizaron 3 series de 90s a velocidades comprendidas entre los 11 y los 15 $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ en tapiz rodante. Para cada velocidad y sujeto se estimó el tiempo de contacto (T_c) y el tiempo de vuelo (T_v) durante 20s con dos sistemas diferentes, el sistema fotoeléctrico Optogait (OptoGait Microgate SRL, Italia, 2010) y el sistema videográfico (cámara Casio Exilim EX-ZR 1000 a 1000 Hz) [2]. Posteriormente, se obtuvo el tiempo total de paso (T_p), la frecuencia (F_q) y la longitud de paso (L_p). Se utilizó el índice de correlación intraclase (ICC 2,2) para la validación del sistema Optogait a partir del método videográfico. Además, se determinó la fiabilidad intra-observador (ICC 3,2), en cada una de las velocidades consideradas más relevantes (12, 13 y $14\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$).

Resultados. El método Optogait sobrevaloró el tiempo de vuelo (0.025 ± 0.014 vs 0.023 ± 0.014 segundos, $t = -2.43$, $p < 0,05$). En cambio, no se encontraron diferencias significativas en ni en el tiempo de contacto (0.271 ± 0.022 vs 0.272 ± 0.022 segundos, respectivamente) ni en la longitud de paso (1.055 ± 0.05 vs 1.056 ± 0.05 m, respectivamente). El método Optogait demostró una excelente concordancia absoluta respecto al método de referencia en las 3 variables estudiadas (> 0.90). Asimismo, el método videográfico demostró una alta fiabilidad intra (ICC 3,2) e interobservador (ICC 2,2) con valores superiores a 0,90 en las tres variables analizadas (T_c , T_v y L_p).

Conclusiones. El presente estudio valida un nuevo método para el análisis de parámetros biomecánicos fundamentales en la marcha atlética. Este nuevo método puede tener una importante aplicación en el aprendizaje y el perfeccionamiento de la técnica en esta disciplina permitiendo ofrecer “feed-back” en tiempo real respecto el tiempo de vuelo, el tiempo de contacto y la longitud de paso

Referencias

1. B. Hanley, A. Bissas, A. Drake. *J Sports Med Phys Fitness*. **54** (2014) 700-707.
2. A. Ogueta-Alday, J.C. Morante, J.A. Rodríguez-Marroyo, J. García- López. *J Strength Cond Res*. **27** (2013) 1455–1462.

Influencia de las zapatillas de clavos en el rendimiento y las variables biomecánicas de la carrera de velocistas masculinos

P. Corbí-Santamaría^{1,*}, J. García-López¹

¹ Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad de León, Campus de Vegazana S/N, León, 24071, España

*: correo electrónico: pcorbs00@estudiantes.unileon.es

Palabras clave: zapatillas de clavos, biomecánica, velocidad, rendimiento

Introducción. Hoy en día, todos los velocistas en atletismo utilizan zapatillas de clavos para competir. Nadie se plantea el uso de otro tipo de calzado para competir. Esto contrasta con que aún en la actualidad apenas haya estudios que evidencien las mejoras en el rendimiento con este tipo de calzado [1,2]. El objetivo de este trabajo es cuantificar dichas mejoras.

Métodos. Participaron 9 hombres velocistas (60 a 400 m), de nivel regional y nacional (17.5 ± 4.0 años, 62.1 ± 3.7 kg, 173.3 ± 4.5 cm y 5.2 ± 2.8 años de experiencia). Cada atleta realizó tres esprines de 40 m. Cada uno de ellos con un tipo de calzado: con zapatillas tipo running (281.6 ± 30.4 gr), con zapatillas de clavos (180.5 ± 20.4 gr) y con zapatillas de clavos lastradas con plomo hasta alcanzar el peso de las zapatillas tipo running (orden aleatorio). La salida se realizó en condiciones normales de competición con la ayuda de tacos de salida con pulsador en el taco delantero. El tiempo empezaba a contabilizarse cuando el atleta separaba el pie del taco. Para el cronometraje de los esprines se utilizaron 4 barreras de fotocélulas (DSD Láser System) colocadas cada 10 m desde la línea de salida con el haz de luz a la altura de la cadera (~ 1 m). Se colocaron 2 cámaras laterales (Casio Exilim EX – ZR1000) grabando a 240 fps en los tramos 0-10 m y 30-40 m, para obtener posteriormente la frecuencia, amplitud de zancada y tiempo de contacto gracias al software Kinovea v.0.8.15.

Resultados. El rendimiento mejoró en los 40 m en 0.142 s (2.6%) al utilizar zapatilla de clavos respecto a la de running, de los cuales 0.051 s se debieron al peso (clavos lastrada). No hubo diferencias significativas en la frecuencia ni la amplitud de zancada. El tiempo de contacto fue ~ 6 ms menor con la zapatilla de clavos respecto a la de running.

Tabla 1. Tiempo 0-40 m, media de frecuencia y amplitud de zancada y de tiempo de contacto obtenidos con los diferentes tipos de zapatilla analizados (clavos, clavos lastrada y running).

Variable/Zapatilla	Clavos	Clavos lastrada	Running
Tiempo (s)	$5.199 \pm 0.166^*$	$5.250 \pm 0.169^\#$	$5.341 \pm 0.160^\$$
Frecuencia (Hz)	4.28 ± 0.20	4.27 ± 0.21	4.22 ± 0.20
Amplitud (m)	1.75 ± 0.06	1.74 ± 0.07	1.72 ± 0.06
T. contacto (s)	$0.131 \pm 0.009^*$	0.131 ± 0.010	$0.137 \pm 0.010^\$$

Conclusiones. Las zapatillas de clavos mejoraron el rendimiento $\sim 2.6\%$ respecto a las de running. Dos tercios debido a los clavos y un tercio al peso. La amplitud de zancada aumentó (~ 3 cm) y el tiempo de apoyo disminuyó (~ 6 ms), sin cambios en la frecuencia de zancada.

Referencias

1. D. Stefanyshyn, C. Fusco. *Sports Biomech.* **3** (2004) 55-66.
2. A. Majumdar, R. Robergs. *International Journal of Sports Science and Coaching.* **6** (2011) 479-494.

Agradecimientos. Al club Florentino Díaz Reig de Burgos y a mi tutor Juan García López.

La diferencia entre sexos en el golpeo de fútbol está influenciada por la presencia de una lesión previa de los isquiotibiales

A. Navandar^{1*}, S. Veiga¹, J. Rueda¹, C. García¹, G. Torres¹, D. Chorro¹, E. Navarro¹

¹ Facultad de ciencias de la actividad física y del deporte – INEF, Universidad Politécnica de Madrid, Calle Martín Fierro 7, 28035 Madrid, España.

*: correo electrónico: archit89@gmail.com

Palabras clave: cinemática, cinética, dinámica inversa, pierna dominante

Introducción. Existen diferencias en el golpeo de fútbol entre sexos [1] en la cinemática y cinética de la técnica del golpeo contribuyendo a una menor velocidad del balón [2] y menores velocidades angulares en las futbolistas [1]. El golpeo también está influenciado por la presencia de una previa lesión en los isquiotibiales [3] y por la pierna dominante o no dominante [4]. El objetivo de este estudio ha sido evaluar la interacción de los factores de pierna dominante y lesión previa en los isquiotibiales en las diferencias de la técnica de golpeo de fútbol entre masculinos y femeninos.

Métodos. 45 jugadoras de tres equipos de elite han participado voluntariamente en ese estudio. Un sistema de captura de movimiento de Vicon (Oxford Metrics Ltd., Reino Unido) con 6 cámaras a 250Hz sincronizados con dos plataformas de fuerza Kistler (Kistler Group, Suiza) se utilizó para capturar datos. Los datos fueron captados en condiciones de laboratorio, sobre césped artificial. Después de una prueba estática, cada jugadora golpeó el balón parado 5 veces con ambas piernas, a una diana a 7m de distancia. Un proceso estándar de dinámica inversa se utilizó para el procesamiento de los datos. Para el análisis de datos, las velocidades del balón, las fuerzas de reacción del suelo, y las variables cinemáticas y cinéticas en plano sagital se calcularon de la pierna del golpeo y del apoyo. Un ANOVA de 3 factores (Sexo, Previa Lesión y Pierna Dominante) con correcciones de Bonferroni ha sido utilizado para el análisis estadístico.

Resultados. Diferencias entre los sexos han sido encontradas en la técnica del golpeo. Pero el factor Lesión Previa afectó de forma distinta a los jugadores masculinos y femeninos. Las diferencias se han visto en las fases donde los isquiotibiales están más activos. Una lesión previa en los jugadores masculinos favoreció una rápida flexión de la rodilla inhibiendo simultáneamente una rápida flexión de la cadera.

Conclusiones. Es importante tener en cuenta las lesiones de los isquiotibiales en función del sexo y la pierna dominante para el diseño de programas de rehabilitación y prevención de lesiones.

Referencias

1. G. Shan. *Eur J Sport Sci.* **9** (2009) 107-114.
2. A. Katis, E. Kellis, A. Lees. *Sports Biomech.* **14** (2015) 287-299.
3. A. Navandar, M. Gulino, R. Antonio, E. Navarro. *Biomecánica.* **21** (2013) 7-19.
4. H. Nunome, Y. Ikegami, R. Kozakai, T. Apriantono, S. Sano. *J Sports Sci.* **24** (2006) 529-541.

¿Puede ser la termografía una herramienta útil en el ajuste de la postura en el ciclismo?

J.I. Priego Quesada^{1,2,*}, R. Salvador Palmer¹, F. Carpes³, P. Pérez-Soriano², M. Gil-Calvo², I. Jimenez-Perez^{1,2}, A.G. Lucas-Cuevas², I. Aparicio², S. Llana-Belloch², R.M. Cibrián Ortiz de Anda¹

¹Unidad de Biofísica Médica. Departamento de Fisiología. Universidad de Valencia. Valencia.

²Grupo de Investigación en Biomecánica Aplicada al Deporte. Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Valencia. Valencia.

³Applied Neuromechanics Group. Federal University of Pampa. Uruguaiana (Brasil).

*: correo electrónico: j.priego.gibd@gmail.com

Palabras clave: temperatura de la piel, ajuste sillín, ciclismo.

Introducción. Cambios en la altura del sillín afectan a la activación neuromuscular durante el ciclismo, principalmente de cuádriceps, isquiotibiales y tríceps sural [1]. Estas diferencias en la activación neuromuscular afectan a la producción de calor por parte de los músculos [2], y podrían tener una relevancia en el intercambio de temperatura con la piel. En este contexto, la termografía infrarroja podría ser una herramienta adicional que explorase los efectos de la altura de sillín en el ciclista. El objetivo del estudio fue examinar el efecto del ángulo de flexión de rodilla en la temperatura de la piel.

Métodos. 16 ciclistas realizaron 3 test aleatorizados de 45 minutos de pedaleo al 50% de su potencia máxima (cadencia 90 rpm), cada uno con una flexión de rodilla diferente (20°, 30°, 40° cuando la biela está a 180°). La flexión de rodilla fue determinada de manera dinámica mediante fotogrametría. La temperatura de la piel fue obtenida en 16 regiones de interés en tronco y miembros inferiores, mediante termografía, antes, inmediatamente después y 10 minutos después del pedaleo. Las diferencias entre las 3 flexiones fueron analizadas mediante ANOVA de medidas repetidas.

Resultados. Las diferentes flexiones de rodilla no tuvieron efecto en la temperatura de la piel de la mayor parte de las regiones ($p > 0,05$). Únicamente se observó una mayor temperatura en poplíteo a 20° de flexión respecto a 40° ($32,2 \pm 0,7^\circ\text{C}$ vs $31,6 \pm 0,7^\circ\text{C}$, $p = 0,008$) y un menor incremento de temperatura (diferencia entre 10 min después y antes del pedaleo) en tibial anterior a 20° respecto a 30° ($-0,2 \pm 0,8^\circ\text{C}$ vs $0,3 \pm 0,9^\circ\text{C}$, $p = 0,004$).

Conclusiones. La mayor temperatura de la zona poplíteo en la posición más extendida podría explicarse por un mayor volumen sanguíneo en los tendones, mientras que el menor incremento de la temperatura del tibial podría deberse a un menor rango de movimiento del tobillo. Sin embargo, no se observó un efecto de la postura en la temperatura de las regiones conjeturadas como más susceptibles (por ejemplo cuádriceps). Estos resultados parecen indicar que la termografía infrarroja no sería útil en el ajuste de la postura en ciclismo.

Referencias

1. D.J. Sanderson, A.T. Amoroso. *J Electromyogr Kinesiol.* **19** (2009) 465-471.
2. G.P. Kenny, F.D. Reardon, W. Zaleski, et al. *J Appl Physiol.* **94** (2003) 2350-2357.

Agradecimientos. Agradecimiento al Servicio de Deportes de la Universidad Politécnica de Valencia por el préstamo para este proyecto del cicloergómetro Cardgirus. Este proyecto ha sido financiado por una beca doctoral FPU del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.

Evaluación de las medias compresivas con efecto: frío / calor sobre la temperatura cutánea durante la carrera.

M. Gil-Calvo^{1,*}, I. Jimenez-Perez^{1,2}, O. Sellés¹, JI. Priego Quesada^{1,2}, I. Aparicio^{1,3}, AG. Lucas-Cuevas¹, S. Llana-Benlloch¹, P. Pérez-Soriano¹

¹ GIBD, Departamento de Educación Física y Deportiva, Universitat de València, Calle Gascó Oliag, 3, Valencia, 46010, España.

² Unidad de Biofísica y Física Médica, Departamento de Fisiología, Universitat de València, Av Blasco Ibañez, 15, Valencia, 46010, España.

³ AITEX, Instituto tecnológico y textil de Alcoy, Plaza de Emilio Sala 1, Alcoy, 03801, España.

* correo electrónico: m.gil.gibd@gmail.com

Palabras clave: Termorregulación, mentol, alcanfor, termografía infrarroja.

Introducción. En la actualidad se ha incrementado el número de corredores que utilizan medias compresivas con el fin de mejorar el rendimiento deportivo o evitar molestias inducidas por el ejercicio [1]. El uso de este tipo de prendas tiene efectos en la termorregulación cutánea ya que actúan como barrera para la transferencia de calor al ambiente. Actualmente se está trabajando en añadir principios activos en las prendas para mejorar el rendimiento [3], sin embargo aún no existen evidencias de sus beneficios. Por ello el objetivo del presente estudio ha sido analizar el efecto sobre la temperatura superficial de la piel de medias compresivas impregnadas con dos aditivos: mentol (frío) y alcanfor (calor), respecto a llevar medias compresivas sin impregnar o no llevar medias compresivas.

Métodos. 10 corredores varones entrenados realizaron 4 pruebas de carrera en cinta en diferentes días. Cada prueba consistió en correr 20 minutos (10 min a 2,78 m/s y 10 min a 3,33 m/s), en 4 condiciones distintas previamente aleatorizadas: sin media, con media compresiva control (sin impregnar), con media efecto frío, y con media efecto calor. El mentol y alcanfor en las medias fueron aplicados a través de la impregnación, mediante el acabado de fulardado. La temperatura de la piel fue medida en los miembros inferiores mediante termografía infrarroja antes (tras 10 minutos de aclimatación a la sala) e inmediatamente después de la carrera. La variable analizada fue la variación de temperatura entre ambos momentos. Las diferencias entre las 4 condiciones estudiadas fueron analizadas mediante ANOVA de medidas repetidas (significación estadística $p < 0.05$).

Resultados. Se encontraron incrementos de temperatura por el uso de medias compresivas con efecto calor respecto a las de efecto frío de 0.4°C ($p < 0.001$; IC [0.116, 0.761]) y entre la media de calor y la condición sin media de 0.7°C ($p < 0.001$; IC [0.199, 1.199]). Sin embargo, no se encontraron diferencias entre el uso de medias efecto frío, las control y la condición sin media ($p > 0.05$).

Conclusiones. Las medias compresivas con efecto calor producen incrementos en la temperatura de la piel tras la carrera lo que podría conllevar a beneficios en la realización de actividad físico/deportiva en ambientes fríos [3]. Sin embargo, ni la media con efecto frío, ni la media control produjeron diferencias en la temperatura superficial de la piel tras la carrera.

Referencias

1. B.A. MacRae, J.D. Cotter, R.M. Laing. *Sports Med.* **41** (2011) 815-843.
2. C.C.W.G. Bongers, D.H.J. Thijssen, M.T.W. Veltmeijer, M.T.E. Hopman, T.M.H. Eijsvogels. *Br J Sports Med.* **49** (2015) 377-384.
3. D. Fournet, L. Ross, T. Voelcker, B Redortier, G. Havenith. *J Therm Biol.* **38** (2013) 339-344.



COMUNICACIONES LIBRES

- BIOMATERIALES -

Compared biocompatibility of elastin-like recombinamer-based hydrogels formed through physical or chemical cross-linking

A. Ibáñez-Fonseca^{*1}, I. González de Torre¹, E. Gómez-Hernández¹, C. del Cañizo², M. Alonso¹, F. Sánchez-Guijo², J. C. Rodríguez-Cabello¹

¹ BIOFORGE Lab, CIBER-BBN, Universidad de Valladolid, Valladolid, España

² Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Hematología, Salamanca, España

*: correo electronico: aibanez@bioforge.uva.es

Keywords: biocompatibility; elastin-like recombinamers; Catalyst-Free Click Gels; silk-elastin multiblock co-recombinamers; hydrogels

Introduction. Biocompatibility studies, which are essential to determine whether these materials could be potentially used in the biomedical field, are often lacking for many novel biomaterials. These biomaterials include recombinant protein-based ones, the biocompatibility of which, in contrast to classic materials, has not been extensively explored in the scientific literature. Herein results from cytotoxicity and biocompatibility testing of two different families of injectable hydrogel forming elastin-like recombinamers (ELRs) are presented.

Methods. Both types of ELRs were obtained by recombinant DNA technology and bioproduction in *E. coli*. One of these ELRs forms hydrogels through chemical cross-linking [1], while the other one assembles in a physical manner [2]. Cytocompatibility was assessed *in vitro* by culturing HUVECs on ELR substrates, while luciferase expressing hMSCs embedded in ELR hydrogels were used *in vivo*. The inflammatory response was measured by ELISA of sera samples towards different cytokines. Macroscopic evaluation of the hydrogels after 1, 3 and 6 months was also performed. Samples were histologically processed for microscopic observation.

Results. HUVECs showed good proliferation and viability after 9 days *in vitro*, whereas luciferase-expressing hMSCs were viable for at least 4 weeks as regards bioluminescence emission when embedded in ELR hydrogels and implanted subcutaneously into immunosuppressed mice. Moreover, both kinds of hydrogels were also injected subcutaneously into mice and serum concentrations of TNF α , IL-1 β , IL-4, IL-6 and IL-10 were measured by ELISA. Results regarding cytokine levels were similar to those for the negative control, thus confirming the lack of an innate immune response. Furthermore, no signs of inflammation or fibrosis were found by macro- and microscopic evaluation.

Conclusions. Taken together, these data suggest that the two ELR families presented here possess good cyto- and biocompatibility and may serve as a precedent for similar future studies with other novel biomaterials.

References

1. I. González de Torre, M. Santos, L. Quintanilla, A. Testera, M. Alonso, J.C. Rodríguez-Cabello. *Acta biomaterialia*. **10** (2014) 2495-2505.
2. A. Fernández-Colino, F.J. Arias, M. Alonso, J.C. Rodríguez-Cabello. *Biomacromolecules* **15** (2014) 3781-3793.

Acknowledgments. THEGRAIL project financed by the EU (Grant no: 278557), the Spanish Government (PRI-PIBAR-2011-1403, MAT2012-38043, MAT2013-42473-R and MAT2013-41723-R), Junta de Castilla y León (VA152A12, VA155A12, VA313U14 y BIO/VA43/14) and "Centro en Red de Medicina Regenerativa y Terapia Celular de Castilla y León".

Development of a hyaluronic acid/plasma-derived hydrogels for the optimization of dermo-epidermal autologous equivalents

A. Montero¹, M. García^{1,2,3}, D. Velasco^{1,3}, J. L. Jorcano^{1,2}

¹ Department of Bioengineering and Aerospace, Universidad Carlos III de Madrid (UC3M), Leganés (Madrid), Spain

² Regenerative Medicine Unit and Epithelial Biomedicine Division, CIEMAT, Madrid, Spain

³ Instituto de Investigación Sanitaria de la Fundación Jiménez Díaz, Madrid, Spain

* correo electrónico: anmonter@ing.uc3m.es

Key words: skin engineering, hydrogel, human plasma, fibrin, hyaluronic acid (HA).

Introduction. Over the past several years, the extensive use of laboratory-grown plasma-based skin equivalents for the treatment of patients with skin injuries has allowed the identification of some practical problems. The main issues comprise the poor mechanical properties and the shrinking during *in vitro* culture of plasma-derived fibrin hydrogels [1]. Furthermore this low stiffness make more difficult surgical handling which might compromise graft integrity before implantation [2]. The combination of plasma-derived fibrin with other natural polymers can be considered for improving hydrogel mechanical properties without compromising biocompatibility. Hyaluronic acid (HA) is a natural polymer present in the extracellular matrix (ECM) of the skin (estimated 0,05-0,3% w/v). For this reason, in this work, commercially available thiolated form of hyaluronic acid crosslinked with poly (ethylene glycol) diacrylate (PEGDA) was incorporated in a well-established protocol in order to improve biological and mechanical properties of plasma dermal equivalents.

Methods. Plasma-derived fibrin hydrogel (without HA) was prepared following the protocol described previously [3]. The protocol was modified to incorporate thiolated HA (0,05-0,1-0,2% w/v) and PEGDA (2:1, 6:1, 10:1 and 14:1 thiol: double bond mole ratio). Gelation times, swelling/deswelling dynamics, the capacity of human fibroblast to contract the hydrogels was studied at days 0, 1, 4, 7, 10 and 15. Structure was studied through SEM visualization and protein release through Bradford assay. Human fibroblast were embedded in the hydrogels and Alamar Blue proliferation assay was performed.

Results. Introduction of HA and PEGDA in fibrin hydrogels increased the gelation time, which showed a growing tendency upon increased HA and PEGDA concentrations. Plasma hydrogels showed contractile behaviors both in the presence and absence of human fibroblast. The combination of HA and fibrin hydrogels gave a satisfactory result delaying contraction of hydrogels and inhibiting protein release. Structural study showed increasing density corroborated visually (SEM). Alamar Blue proliferation assay yielded positive results by increasing overall proliferation rate when HA and PEGDA was incorporated (HA 0,1% 6:1 PEGDA).

Conclusions. In this work we have demonstrated that the incorporation of HA and PEGDA to plasma hydrogels showed superior performances in terms of handling and mechanical properties, contraction with and without cells and human fibroblast proliferation. Further *in vitro* and *in vivo* experiments are required to assess the quality of the engineered skin. However, it appears that HA-plasma dermal equivalents are very promising candidates to enhance both mechanical and biological performance of dermo-epidermal grafts.

References

1. Campbell P., et al. *In vitro testing* (2007).
2. Haugh, Matthew G., et al. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, **16**(2012), 66-72.
3. Llamas, Sara G., et al. *Transplantation*, **77**(3) (2004), 350-355.

Acknowledgements. The authors thank financial support to the Universidad Carlos III de Madrid and its fellowship program Personal Investigador en Formación.

Mechanical modulation of human plasma-based skin scaffold via reactive multi-arm polyethylene glycols

R. Corrales^{1*}, M. Sikorski¹, M. García¹, D. Velasco^{1,2}, J. L. Jorcano^{1,3}

¹ Department of Bioengineering and Aerospace, Universidad Carlos III de Madrid, Leganés (Madrid), Spain

² Instituto de Investigación Sanitaria de la Fundación Jiménez Díaz, Madrid, Spain

³ Regenerative Medicine Unit and Epithelial Biomedicine Division, CIEMAT, Madrid, Spain

*: correo electrónico: coor.rocio@gmail.com

Key words: Scaffold, skin engineering, biosynthetic hydrogel, human plasma, fibrin, PEG

Introduction. Autologous human plasma-based dermo-epidermal skin equivalents have been designed over the past decade to treat burns and surgical wounds [1]; however, poor mechanical properties including fragility during handling, high degradation rates, and shrinking during culture and implantation persist and demand creative solutions. The described research project aims to improve the material properties of these scaffolds through mechanical modulation using versatile polyethylene glycols (PEGs). Amine reactive multi-arm PEG platforms have previously been investigated as tissue adhesives, surgical sealants, and hemostatic agents, and have demonstrated excellent strength as network gels. The incorporation of a biologically reactive biodegradable PEG network into this clinically relevant skin scaffold should improve the aforementioned mechanical deficiencies and demonstrate new methods of scaffold preparation, processing, and handling.

Methods. A method was developed to modulate the material properties of autologous human plasma-based hydrogel scaffolds by incorporating a matrix of biodegradable multi-arm PEGs. Amine reactive succinimidyl glutarate terminated 4-arm PEG (4SG-PEG) and amine terminated 4-arm PEG (4A-PEG) reacted covalently with fibrinogen, plasma proteins, and each other to form a PEG-fibrin network hydrogel. Mechanical behavior of the new scaffolds was assessed by mass swelling, protein release, and gelation time. Regarding cell viability, human fibroblast and keratinocyte's proliferation were assessed by Alamar Blue and MTS assays respectively.

Results. Increasing PEG content delayed gelation time, possibly caused by competitive covalent and non-competitive physical inhibition with normal fibrin formation. The capacity of each gel to swell was increased as a function of PEG content, and increased PEG network helped reduce protein leeching. Elasticity and ease of handling also improved as PEG content was increased. Regarding cell viability, human fibroblast and keratinocyte's proliferation were assessed by Alamar Blue and MTS assays respectively. Results indicated a slight decrease in fibroblast proliferation as crosslinking increased, and suggested a decrease in keratinocyte adhesion to the scaffold when PEG was present. However, biocompatibility was demonstrated.

Conclusions. Reactive multi-arm polyethylene glycols have shown to modulate the physical behavior of a human plasma-based biological skin scaffold while having only mild effects on the viability of fibroblasts and keratinocytes. The addition of biodegradable and biocompatible synthetic materials (i.e. PEGs) to clinically relevant biological scaffolds warrants further investigation as an approach to improve material properties.

References

1. S.G. Llamas, M. Del Rio, F. Larcher, E. García, M. García, M.J. Escamez et al. *Transplantation*. 77 (2004) 350–355.

Acknowledgements. The authors acknowledge financial support of this work to the Universidad Carlos III de Madrid and the grant DPI2014-61887-EXP from the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad.

Electrodeposición de fosfato de calcio con agentes antimicrobianos sobre titanio

E. Vidal^{1,2}, E. Rupérez^{1,2}, D. Rodríguez^{1,2,*}

¹ Grupo de Biomateriales, Biomecánica e Ingeniería de Tejidos, Departamento de Ciencia e Ingeniería de materiales, UPC. Av.Diagonal 647; 08028-Barcelona

² Centro de investigación en nanoingeniería (CRnE). Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), Barcelona.

*: correo electrónico: daniel.rodriguez.rius@upc.edu

Palabras clave: Electrodeposición, fosfatos de calcio, titanio, antimicrobiano

Introducción. El titanio es un biomaterial muy usado en prótesis e implantes. Sin embargo, existe el riesgo de un fracaso de dichos dispositivos debido a la falta de bioactividad del titanio, así como a la posible aparición de infecciones nosocomiales. Una estrategia para incrementar la bioactividad del titanio es crear una capa de fosfatos de calcio en la superficie por electrodeposición. Esta técnica se realiza a bajas temperaturas y permite un cierto control de la composición química y el espesor de la capa depositada, así como posibilita su dopaje con otros compuestos. El presente estudio evalúa la efectividad de la electrodeposición para depositar una capa bioactiva sobre la superficie del titanio con adición de un agente antimicrobiano [1].

Métodos. El proceso electrolítico se realizó con una disolución de $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ y $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ como electrolito, una muestra de titanio usada como cátodo y un electrodo de platino como ánodo. Se variaron las condiciones de temperatura, de régimen (continuo/pulsado) y de densidad de corriente.

Para evaluar la capacidad del proceso para dopar la capa con otros compuestos, se añadió gluconato de clorhexidina (CHX) al electrolito. Las propiedades fisicoquímicas del recubrimiento se determinaron mediante SEM/EDS, FIB, XRD y perfilómetro. Las cinéticas de liberación de CHX fueron estudiadas mediante espectroscopia UV. Se evaluó la posible citotoxicidad del recubrimiento y el efecto antimicrobiano del dopaje con estudios celulares *in vitro*.

Resultados. El análisis de las muestras en SEM mostró que pueden obtenerse diferentes microestructuras variando los parámetros del proceso. La incorporación de CHX a la capa fue confirmada y se comprobó que no afectó la morfología del recubrimiento. Los ensayos *in vitro* mostraron buenos resultados de adhesión celular y de actividad antibacteriana del recubrimiento.

Conclusiones. Se ha conseguido depositar capas de fosfato de calcio sobre titanio por electrodeposición con incorporación de agentes antimicrobianos. Estos resultados abren líneas prometedoras para la funcionalización de implantes de titanio.

Referencias

1. R. Drevet, *Mater. Sci. Eng. C*, **33** (2013) 260-265.

Agradecimientos. Los autores agradecen a la Fundación Hergar, al Gobierno de España (MAT2015-67183-R y MAT2015-67103-C4-3-R (MINECO/FEDER, UE)) y a la Generalitat de Catalunya (SGR2014 01333) la financiación recibida. E.V. agradece a la beca de doctorado AGAUR (Generalitat de Catalunya).

Materiales porosos interconectados bioactivos para raquis

M. Ortiz-Hernández^{1,2}, M. Molmeneu^{1,2}, K. Rappe³, C. Mas-Moruno^{1,2}, M. Punset^{1,2}, S. Torrent^{1,2}, M. Avilés^{1,2}, J.A. Calero⁴, J. Franch³, **F.J. Gil**^{1,2,5,*}, J.M. Manero^{1,2}

¹ Grup de Biomaterials, Biomecànica i Enginyeria de Teixits. Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). Barcelona.

² Centre de Recerca en nanoEnginyeria. UPC.

³ Departament de Medicina i Cirurgia Animal. Universitat Autònoma de Barcelona.

⁴ AMES S.A., Sant Vicenç dels Horts, Barcelona.

⁵ Universitat Internacional de Catalunya (UIC). Barcelona.

*: correo electrónico: francesc.xavier.gil@upc.edu

Palabras clave: bioactivación, osteointegración, intersomático

Introducción. Más de medio millón de discos intervertebrales son substituidos por implantes cada año, pero dichos implantes no son la solución definitiva, pues muchos de ellos fracasan por colapso mecánico o por falta de unión a los cuerpos vertebrales.

Entre las posibles soluciones a dichos problemas, se han evaluado dos estrategias de bioactivación superficial de un andamiaje de metal poroso orientadas a mejorar la osteointegración y estabilidad primaria de los implantes: un tratamiento termoquímico consistente en la generación de una capa de titanato de sodio superficial sobre la superficie del implante y un recubrimiento de péptido RGD adherido superficialmente mediante silanización.

Materiales y Métodos. El material de andamiaje son espumas porosas sinterizadas de Titanio. La porosidad se obtuvo por la técnica del 'space holder' usando gránulos de NaCl y polietilenglicol como apelmazante. Se consiguió una porosidad controlada, interconectada y abierta en superficie.

Dos estrategias de bioactivación superficial también fueron evaluadas: un andamiaje de metal poroso orientadas a mejorar la osteointegración y estabilidad primaria de los implantes y un tratamiento termoquímico consistente en la generación de una capa de titanato de sodio superficial sobre la superficie del implante y un recubrimiento de péptido RGD adherido superficialmente mediante silanización.

Se evaluó la respuesta ósea de implantes fabricados con este andamiaje en estudios in vivo en tibia de conejos adultos de Nueva Zelanda a 4 y 12 semanas de implantación. Se evaluó la osteointegración mediante microscopía SEM a partir del cálculo de parámetros histomorfométricos: el BIC (*Bone-Implant-Contact*) y el BA (*Bone Area*).

Resultados y discusión. La porosidad generada permitió reducir el módulo elástico del material y con ello el apantallamiento de tensiones, facilitando la colonización celular y la correcta vascularización del tejido neoformado en el interior del implante. Ambas estrategias de bioactivación mejoran la respuesta del tejido óseo tras 12 semanas de implantación sin presentar respuesta necrótica alguna. La bioactivación termoquímica presentó los mayores valores de BIC tras 12 semanas de implantación ($55\pm 9\%$), mejorando el crecimiento óseo en la superficie del implante. La bioactivación peptídica presentó las mayores cantidades de tejido óseo neoformado (BA) ($57\pm 19\%$), aumentando el crecimiento óseo en el interior del implante, dotándolo de mayor carácter osteoconductor.

Agradecimientos. Los autores agradecen al Gobierno de España (proyecto CDTI "BioA+") y a la Generalitat de Catalunya (SGR2014 01333) la financiación recibida.

Synthesis and characterization of polymeric nanoparticles with potential anti-inflammatory capacity for surface modification of biomaterials

E. Espinosa-Cano^{1*}, A. González-Gómez^{1,2}, M.R. Aguilar^{1,2}, D. Velasco³, J. San Román^{1,2}

¹ Instituto de Ciencia y Tecnología de Polímeros, CSIC, C/ Juan de la Cierva, Madrid, 28006, España

² CIBER-BBN, Madrid, España

³ Universidad Carlos III de Madrid, Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Avda. de la Universidad, 28911 Leganés, Madrid, España

*: e-mail address: 100292351@alumnos.uc3m.es

Keywords: naproxen, biomaterials, inflammatory process, nanoparticles, layer-by-layer

Introduction. Aseptic loosening is one of the main causes associated to biomaterials failure [1]. To address this issue, the layer-by-layer (LbL) deposition technique to obtain polyelectrolyte multilayered implant coatings incorporating biologically active molecules has been used [2, 3]. This work describes the preparation of pH-responsive polymeric nanoparticles with potential anti-inflammatory capacity that may serve as positive electrolyte in LbL biomaterials' coating platforms contributing to reduce undesired inflammatory response.

Methods. A hydrophobic methacrylic derivative of naproxen (HNAP), a non-steroidal anti-inflammatory drug, was synthesized and characterized by ¹H-NMR. It was copolymerized via radical polymerization with hydrophilic 1-vinylimidazol at different molar feed compositions (20:80, 50:50 and 80:20). Monomers reactivity ratios were determined by "in-situ" ¹H-NMR. Moreover, nanoparticles were prepared via nanoprecipitation method in aqueous solution at different concentrations. The influence of copolymers composition and molecular weight on their hydrodynamic properties was studied. Morphology, stability upon time and their behavior at different pHs and temperatures were also tested.

Results. HNAP and the copolymers were successfully synthesized and extensively characterized (¹H-NMR, DSC and GPC) observing an important influence of copolymerization conditions on copolymers molecular weight. The big differences between the monomers' reactivity ratios lead to random copolymers with a pseudo-gradient microstructure. Those copolymers with lower content in HNAP (20:80, and 50:50) presented an adequate hydrophobic/hydrophilic balance and form nanoparticles by self-assembling in aqueous solution. Nanoparticles prepared using lower molecular weight copolymers were stable in time and at physiological temperatures and they were positively charged at acidic pHs.

Conclusions. These systems may be applied as cationic polyelectrolytes in LbL coating platforms to achieve naproxen controlled release in biomaterials surfaces to reduce inflammatory responses prolonging their lifetime.

References

1. B. G. X. Zhang et al. *Int. J. Mol. Sci.* **15** (2014) 11878-11921
2. M. Keeney et al. *Biomaterials.* **34(38)** (2013) 10287-10295
3. N. J. Shah et al. *Adv.Mater.* **24(11)** (2012) 1445-1450

Acknowledgement. CIBER-BBN and JAE INTRO scholarships.

New bioactive polymers for tissue engineering

M. Puertas-Bartolomé^{*1}, A. Lillo¹, B. Vázquez-Lasa^{1,2}, J. San Román^{1,2}

¹ Institute of Polymer Science and Technology, CSIC, Madrid, Spain.

² CIBER-BBN, Madrid, Spain.

*: correo electrónico: mpuertas@ictp.csic.es

Keywords: Bioadhesive, catechol, thermosensitive, vinylcaprolactam.

Introduction. The aim of this project is to obtain a mussel-inspired biodegradable copolymeric system that gathers bioadhesive and thermosensitive properties which can find application to activate regeneration processes involved in body tissue such as epidermal or cartilage. To that end, we synthesize a novel acrylic monomer containing catechol moieties (2-(3-(3,4-dihydroxyphenyl)propanamido)ethyl methacrylate) (CEMA) bioinspired by the mussel adhesion mechanism [1 - 2]. Subsequently, we carry out the synthesis and characterization of a functional copolymeric system based on CEMA and N-vinyl caprolactam (VCL). VCL was selected as the comonomer due to the well-known thermosensitive behaviour of its polymer (PVCL) [3].

Methods. CEMA is synthesized by amide bond formation conjugating hydrocaffeic acid (HCA) with 2-aminoethyl methacrylate hydrochloride (AEMA) using EDC/NHS system as activator. CEMA is later radical copolymerized with VCL in VCL:CEMA feed ratios of 2.5 and 5 mol-% using thermal initiation. The structural characterization of the VCL-CEMA copolymers by spectroscopic techniques is studied with other physicochemical properties. Finally, cytotoxicity and biological properties of the copolymers are evaluated *in vitro* using cell cultures of different strains and standardized protocols (ISO-10993-5).

Results. The coupling reaction and formation of CEMA monomer is confirmed by ¹H NMR, FTIR and TGA analysis. Copolymerization reactions (yields < 20 %) provide low molecular weight copolymers. Copolymer compositions calculated by ¹H NMR manifest the lower reactivity of CEMA respect to VCL, giving CEMA contents of 0.4 and 5.3 mol-% respectively. Both copolymers are water soluble and show thermo-responsive properties, presenting LCST values between 40 and 50°C. DPPH[•] assay results confirm the antioxidant activity of both copolymers, giving radical scavenging activities higher than 80 %. Cytotoxicity of copolymers studied by MTT tests show that VCL_CEMA0.4 is biocompatible with fibroblasts cells at concentrations equal or lower than 4.5 mg/mL and VCL_CEMA5.3 has a IC₅₀ value of 1.45 ± 0.01 mg/mL. In addition, copolymers are tested with macrophages in a nitric oxide (NO) inhibitory assay and results show that both of them possess good anti-inflammatory activity while biocompatibility is not compromised in this type of cells.

Conclusions. In overall, we can say that results obtained in this work support the enormous potential of this functionalized copolymer system presenting bioadhesive and thermosensitive properties for application as drug delivery systems and scaffolds in tissue regeneration processes.

References.

1. H. Lee, S. M. Dellatorre, W. M. Miller, P. B. Messersmith. *Science* **318** (2007) 426-430.
2. M. Vatankhah-Varnoosfaderani, S. Hashmi, A. GhavamiNejad, F. J. Stadler, *Polym. Chem*, **5** (2014) 512-523.
3. D. Fernández-Quiroz, A. González-Gómez, J. Lizardi-Mendoza, B. Vázquez-Lasa, F. M. Goycoolea, J. San Román, W. M. Argüelles-Monal. *Carbohyd. Polym.* **134** (2015) 92-101.

Acknowledgments. Authors thank CIBER-BBN, Spain and the Spanish Ministry of Economy and Competitivity (project MAT2014-51918-C2-1-R and M. Puertas-Bartolomé scholarship) for supporting this work.

Factores biopatológicos asociados al aflojamiento protésico de rodilla y análisis de los cambios inducidos en los dispositivos

J. Parra^{1,2,*}, B. Segovia^{1,3}, A.J. Ríos⁴, J.A. Valverde⁴, M. Fernández^{1,5}, M.R. Martín^{1,3}, J. San Román^{1,2,5}

¹ UICBE. U. Asoc. al CSIC. C. Asist. de Ávila. SACYL. Juan Carlos I, s/n. 05004 Ávila. España.

² CIBER-BBN. ISCIII. C/ Monforte de Lemos 3-5. Pabellón 11, planta 0. 28029 Madrid. España.

³ S. de Anatomía Patológica. C. Asist. de Ávila. SACYL. Juan Carlos I, s/n. 05004 Ávila. España.

⁴ S. de Traumat. y C. Ortop. C. Asist. de Ávila. SACYL. Juan Carlos I, s/n. 05004 Ávila. España.

⁵ I. de Ciencia y Tecnología de Polímeros. CSIC. Juan de la Cierva, 3. 28006 Madrid. España.

*: correo electrónico: jparra@ictp.csic.es

Palabras clave: artroplastia total de rodilla, aflojamiento protésico, análisis anatomopatológico, cambios inducidos en el dispositivo.

Introducción. El éxito de la artroplastia total de rodilla está condicionado por la degradación de los componentes del dispositivo y la liberación de partículas, que desencadenan procesos de inflamación tisular aséptica y osteolisis, causando el aflojamiento del implante [1,2]. El presente estudio se enmarca dentro de un proyecto sobre 50 casos intervenidos de cirugía de revisión por aflojamiento protésico, dirigido hacia la determinación de factores biopatológicos asociados, siendo el objeto de estudio 4 prótesis fracasadas de la misma composición (aleación Co-Cr/polietileno UHMWPE) y origen, en cuyo análisis se ha observado el mismo tipo de respuesta.

Métodos. Análisis anatomopatológico de biopsias y piezas quirúrgicas, aplicando técnicas de rutina e inmunohistoquímica; y del líquido sinovial, mediante citología en base líquida. Ensayos físico-químicos del material para evaluación de cambios inducidos mediante técnicas de espectroscopía, cromatografía, calorimetría y microscopía.

Resultados. El estudio anatomopatológico detecta reacción inflamatoria granulomatosa de “cuerpo extraño” con presencia de células gigantes, que fagocitan restos poliméricos resultantes de la degradación del dispositivo, histiocitos y macrófagos; así como fibrosis crónica. Destaca, como rasgo específico, la aparición de cuerpos asteroideos en el citoplasma de las células gigantes multinucleadas. Se detectan fenómenos de metalosis relacionados con la aparición de depósitos en la superficie del inserto tibial capaces de agredir el componente metálico femoral del dispositivo, ya que los estudios de caracterización físico-química indican no sólo una degradación de la superficie polimérica, caracterizada mediante espectrofotometría ATR-FTIR y TGA, sino también la aparición de depósitos ricos en sodio y fósforo, evidenciada tras el análisis composicional por EDAX.

Conclusiones. La evaluación del estado de los dispositivos biomédicos tras su fracaso presenta elevado interés. La interacción con los tejidos da lugar a alteraciones en los materiales que condicionan su aflojamiento y retirada prematura. Los tejidos muestran reacción fibrosa y granulomatosa, con presencia específica de cuerpos asteroideos en relación con la composición polimérica de las prótesis y su deterioro; y metalosis derivada de la agresión del componente metálico por parte de un depósito rico en sodio y fósforo en el componente polimérico.

Referencias

1. G. Krohmer *et al.* *Histol. Histopathol.* **23** (2008):925-33.
2. Bladen C.L. *et al.* *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* **101** (2013):407-13.

The potential of hybrids for bone regeneration, bioactivity biodegradation and cytotoxicity

D.A. Sánchez-Téllez^{1,*}, L. Téllez-Jurado¹, J. Rubio², A. Tamayo², L.M. Rodríguez-Lorenzo^{3,4}

¹ Dept. Ing. Metalurg y Material. IPN--ESIQIE, UPALM-Zacatenco, Mexico City, 07738, Mexico

² ICV- CSIC, Kelsen 5, Madrid, 28049, Spain

³ ICTP-CSIC, Juan de la Cierva 3, Madrid, 28006, Spain

⁴GBP, CIBER-BBN, Spain

*: correo electrónico: danielatellez06@gmail.com

Key words: Sol-gel; Hybrid material; Degradation kinetics; Apatite formation; Texture; Fractal

Introduction. Bioactive silica-based glasses, ceramics, and hybrids are called to play an important role as osteoproduktive materials that induce quick bone regeneration¹. Organic-inorganic hybrid materials based on SiO₂-modified PDMS-P₂O₅-CaO may be relevant in the field because they offer the capacity of tailoring properties². The influence of the composition on the reaction kinetics, dissolution mechanism, obtained porosities, biodegradation, bioactive behavior, and cytotoxicity are studied in this work.

Methods. The hybrids were synthesized by a *sol-gel* method. The degradation and bioactivity of the hybrids were tested by soaking the specimens into SBF and PBS. The materials were characterized by FT-IR, XRD, MAS-NMR, TGA, and SEM. Raman spectroscopy, tensiometry and N₂ adsorption/desorption curves were used to measure the changes during degradation. Surface parameters, fractal constant and anisotropy of the pores were determined. Cytotoxicity assays were carried out using MG63 cells.

Results and Conclusions. SiO₂-modified PDMS-P₂O₅-CaO hybrids were synthesized and proven to be highly bioactive³. Degradation of the hybrids occurred simultaneously to the apatite growing and the apatite crystallization depends on the hybrid P₂O₅ content. As P₂O₅ content increased, the hybrids are denser and more stable. Hybrids with low-P₂O₅ presented a surface-driven degradation mechanism. Hybrids enriched in P₂O₅ showed a matrix dissolution process. During degradation, the surface parameters, fractal constant and anisotropy of the pores changed. The slight increase of the fractal constant in low-containing P₂O₅ materials suggested the formation of a homogeneous silica-like layer in the first stage of degradation, which also works as anchoring nucleus for subsequent apatite formation⁴. In all the cases, the degradation leads to ink-bottle shaped pores, increasing their volume as degradation occurs, but keeping their neck shape. Although the degradation products excreted during these processes, cellular viability was maintained over 70% at all the studied times.

References

1. L.M. Rodríguez-Lorenzo. In: Lafisco M, Delgado-López JM (eds) *Apatite: synthesis, structural characterization and biomedical applications*. NOVA publishers, New York, 5. Pp 261-290
2. D.A. Sánchez-Téllez, et al. *J. Mater Sci.* **50** (2015) 5993-6006.
3. A. Tamayo, et al. *Journal of Materials Science.* **49** (2014) 4656-4669.
4. M.A. Mazo, et al. *Journal of Materials Chemistry.* **3** (2015) 23220-23229.

Acknowledgements. This work was supported by SIP-IPN 20140064 and 20150305 Project, Mexico. DGICYT Project, MAT2014-51918-C2-1-R, Spain. Fundación General CSIC (Programa ComFuturo) (A. Tamayo). CONACYT scholarship (D.A. Sánchez-Téllez).



PÓSTERES

- BIOMECÁNICA DEPORTIVA -

Estudio cinemático de la navegación en vela ligera en función del bordo

I. Chicoy*, A. García-Gallart, A. Manzanares, F. Segado, A. Encarnación-Martínez

¹ Universidad Católica de Murcia (UCAM), Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Campus Los Jerónimos s/n, 30107, España

*: correo electrónico: ichicoy@alu.ucam.edu

Palabras clave: vela ligera, láser 4.7, cinemática, bordos.

Introducción. En vela ligera existen muchas clases de embarcaciones, las cuales requieren de pequeñas adaptaciones para optimizar su navegación, pero existe un aspecto técnico que se repite en la mayoría de las embarcaciones, el cual es la técnica de sacar cuerpo en banda (TSCB) colgado en la banda. Se ha considerado TSCB como uno de los factores determinantes en el rendimiento de la embarcación [1]. Ésta técnica se lleva a cabo principalmente en el rumbo de ceñida, el cual consiste en llegar a una baliza que se encuentra en dirección opuesta a la dirección del viento, teniendo el regatista que aproximarse a ella lo más ajustado al viento por una banda u otra. Pues bien, este trabajo trata de aportar conocimiento sobre si las variables biomecánicas que definen el rendimiento de la TSCB en ceñida varían en función de la banda y de las características del regatista.

Métodos. La muestra estuvo compuesta por 30 regatistas (mujeres n=8, hombres n=22, 16.5±1.7 años, 171±7,3 cm, 60,1±8,2 kg), siendo toda la muestra existente de clase Láser 4.7 en la Región de Murcia. Cada sujeto llevó a cabo un test de navegación simulada en rumbo de ceñida a una intensidad de viento de 16 nudos, tanto a babor como a estribor, usando para ello el simulador de navegación VSail-Trainer®. Durante este test se realizó un análisis cinemático de cada sujeto usando el sistema V120: TRIO e instrumentando al sujeto en base al método simplificado para el cálculo del centro de gravedad por segmentos de forma indirecta [2]. Se analizó la existencia de diferencias entre bordos de navegación mediante una prueba t-Student con el programa SPSS, estableciendo el nivel de significación en $p < 0.05$.

Resultados. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la extensión de tronco ($p= 0.022$; Estribor = $119.76^\circ \pm 19.76^\circ$; Babor = $107.42^\circ \pm 19.63^\circ$); flexión del tronco ($p= 0.012$; Estribor = $102.07^\circ \pm 13.92^\circ$; Babor = $92.12^\circ \pm 14.87^\circ$); extensión del brazo ($p= 0.020$; Estribor = $122.10^\circ \pm 22.80^\circ$; Babor = $107.13^\circ \pm 24.74^\circ$); flexión del brazo ($p= 0.003$; Estribor = $99.32^\circ \pm 21.91^\circ$; Babor = $81.79^\circ \pm 20.06^\circ$); y, por último, el máximo desplazamiento de la embarcación ($p= 0.032$; Estribor = 420.16 ± 65.42 m; Babor = 386.79 ± 47.18 m). En el resto de variables cinemáticas no se encontraron diferencias entre navegar amurado a babor o a estribor.

Conclusiones. No se han encontrado hasta la fecha trabajos que estudien cinemáticamente la TSCB y la relacionen con la navegación en función de la banda, por lo que no podemos comparar estos resultados con estudios anteriores, sin embargo, el análisis de los mismos nos muestra como durante la navegación a estribor se mantiene una posición más extendida durante la técnica de sacar cuerpo que propicia un mayor desplazamiento de la embarcación, sin embargo, este hecho no está relacionado con un mejor rendimiento de la embarcación, ya que a la misma vez se está alejando del objetivo, en este caso, la baliza de barlovento. Se debería considerar un trabajo simétrico para ambos bordos de navegación, evitando así posibles asimetrías en el rendimiento de la embarcación.

Referencias

1. D. Sekulic, V. Medved, N. Rausavljevi, V. Medved, *J. Sports Med. Phys. Fitness* **46** (2006) 20.
2. M. Gutierrez. (1998). *Biomecánica deportiva*. España, Síntesis. ISBN: 84-7738-610-2.

HUBEMA LAB. Laboratorio multidisciplinar de análisis del movimiento y comportamiento humano

J. Heredia-Jimenez^{1,*}, E. Orantes-Gonzalez¹, Miguel Jimenez², Kawtar Benghazi³, Manuel Noguera³

¹ Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Granada.

² Departamento de Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal. UGR.

³ Departamento de Lenguajes y Sistemas informáticos. Universidad de Granada.

*correo electrónico: herediaj@ugr.es

Palabras clave: análisis del movimiento humano, biomecánica, locomoción, laboratorio.

Introducción. El análisis del movimiento humano juega un papel importante tanto en el rendimiento de los deportistas como en el análisis de la técnica en las diferentes disciplinas deportivas, así como para la optimización de los implementos utilizados en el deporte [1]. Además el análisis del movimiento contribuye a la evaluación en situaciones de movimiento normal y/o patológico en condiciones no deportivas. Por ello, un laboratorio óptimo de análisis del movimiento humano debe proveer las condiciones de mayor realidad para una gran variedad de técnicas deportivas [1] y/o movimientos no deportivos según el objetivo al que vaya enfocado. Por lo tanto, el objetivo de este poster, es presentar las características del nuevo laboratorio de análisis del movimiento y comportamiento humano del campus de Ceuta.

Métodos. Para la realización del proyecto, se cuenta con la financiación del Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España, y los Fondos de Desarrollo Regional (FEDER) de la Unión Europea, con una aportación total para el proyecto de 377.297,15 euros. El diseño del proyecto permitirá crear un laboratorio multidisciplinar con equipos que permitan cubrir las necesidades de investigación de las diferentes áreas y perspectivas científicas que componen el campus de Ceuta.

Resultados. El diseño del laboratorio viene determinado por los diferentes equipos de evaluación que cubren las necesidades de las distintas áreas del campus. Se ha creado un diseño que permite la evaluación del movimiento humano, con un pasillo de 30 metros y sistemas de "Motion Capture" (MoCap) para la evaluación cinética, cinemática y electromiográfica. Un sistema de tapiz rodante y consumo de oxígeno para pruebas de esfuerzo y análisis fisiológico y metabólico dando cobertura a los investigadores de áreas biomédicas. Una zona de trabajo donde se ubicarán los equipos de informática y servidores, además de sensores, para la investigación en el área de ciencias de la computación. Además, se ubicará el sistema de "Eye tracking" y el sistema "Viena System battery test", para las áreas de investigación en educación, psicología y marketing.

Conclusiones. El nuevo laboratorio se ha diseñado tanto para cubrir las necesidades de los investigadores que componen el campus de Ceuta, como para poder desarrollar y albergar investigaciones multidisciplinarias que incluyan el análisis del movimiento y comportamiento humano.

Referencias

1- L. Janshen. *The Engineering of Sport*. 7 (2009) 613-622.

Agradecimientos. Proyecto UNGR15-DE-3312 financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España y Los Fondos Europeos de Desarrollo Regional (FEDER) de la Unión Europea.

Efectos agudos de Flexibilidad Estática o Dinámica aplicadas en el calentamiento de bailarinas de Danza Contemporánea

I. Jiménez^{1,*}, A. Encarnación-Martínez¹, O. Abellan¹

¹ Universidad Católica de Murcia (UCAM), Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Campus Los Jerónimos s/n, 30107, España

*: correo electrónico: nacho.jimenez.cabello@gmail.com

Palabras clave: Flexibilidad Estática, Flexibilidad Dinámica, Danza contemporánea

Introducción. La danza contemporánea (DC) es una disciplina artística y a la vez una actividad física que requiere de grandes volúmenes de flexibilidad en su entrenamiento [1]. Dentro de las características más importantes de sus practicantes se encuentra la altura de salto, la flexibilidad y el equilibrio [2] que según la bibliografía pueden aumentar, disminuir o no variar, según el tipo de flexibilidad que se aplique durante los entrenamientos (Estática o Dinámica) [3]. El objetivo fue describir los efectos agudos que provoca la aplicación de un calentamiento con ejercicios de Flexibilidad Estática (FE), Flexibilidad Dinámica (FD) o sin flexibilidad (SF) sobre la altura del salto medido mediante un salto con contramovimiento (CMJ), sobre el alcance obtenido en el test Sit and Reach (SR) y sobre la estabilidad alcanzada con el Y balance test (YT).

Métodos. La muestra estuvo conformada por 10 bailarinas de DC (23,90 ± 6,10 años, 53,79 ± 6,28 kg, 1,62 ± ,08 m 5,90 ± 1,79 años de experiencia). Se aplicaron los tres protocolos de calentamiento en días diferentes y de manera aleatoria. Se analizó la existencia de diferencias entre tipos de calentamiento mediante una prueba ANOVA con el programa SPSS, estableciendo el nivel de significación en $p < 0,05$.

Resultados. Los resultados demostraron que no existían diferencias significativas asociadas al tipo de calentamiento utilizado (SF, FE y FD) en ninguno de los test aplicados (Tabla 1)

Tabla 1. Resultados

Variables	Altura Salto (cm)	Sit and Reach (cm)	Y Test PD (cm)	Y Test PI (cm)	Significación
SF	26,18 ± 3,91	23,75 ± 2,65	299,39 ± 14,84	299,63 ± 15,08	P > 0,05
FE	25,40 ± 3,96	24,27 ± 2,30	290,38 ± 13,95	295,10 ± 13,03	P > 0,05
FD	27,96 ± 4,52	24,34 ± 3,32	299,35 ± 14,95	286,91 ± 27,83	P > 0,05

SF: sin flexibilidad; FE: flexibilidad estática; FD: flexibilidad dinámica; PD: pierna derecha; PI: pierna izquierda

Conclusiones. No existen diferencias significativas si se aplica FE, FD o SF sobre la altura del salto, rango de movimiento isquiosural ni sobre la estabilidad en bailarinas de DC, indicando que el empleo de este tipo de protocolos de calentamiento ni perjudica, ni favorece el rendimiento en las variables analizadas.

Referencias

1. B. Wilcosky. *Pennsylvania Journal Of Health, Physical Education, Recreation & Dance*. **81** (2011) 31-33.
2. A. Malkogeorgos, E. Zaggelidou, G. Zaggelidis, G. Christos. *Sport Science Review*. **22** (2013), 343-368.
3. M.A. Deighan. (2005). *Journal Of Dance Medicine & Science*. **9** (2005) 13-17.

Valoración mecánica de la contracción muscular con TMG. Tiempo de Contracción según los genotipos del gen ACTN3

J. Valios^{1,2,*}, I. Díez-Vega², J. Cerdá², J.J. Molina²

¹ Laboratorio de Biomecánica (D104), ² Departamento de Ciencias del Deporte. Facultad de CAFYD, Universidad Europea, C.Tajo s/n, Villaviciosa de Odón, 28670, España

*: correo electrónico: joan.valios@universidadeuropea.es

Palabras clave: tensiomiografía, tiempo de contracción, genética, ACTN3.

Introducción. La proteína α -actinina-3, sintetizada por el gen ACTN3, estabiliza los sarcómeros y permite una mayor capacidad de transmisión de la fuerza en las fibras musculares rápidas, tipo II [1]; pero sólo la sintetizan los portadores de los genotipos RR y RX, y no lo hacen los portadores del XX. La Tensiomiografía (TMG) es un instrumento que electroestimulando el músculo permite analizar sus características mecánicas [2]; utilizando un sensor que mide el desplazamiento radial debido a la contracción y los tiempos que tarda en producirse. El objetivo de este trabajo es estudiar la asociación del tiempo de contracción (Tc) del músculo vasto lateral con los genotipos de ACTN3.

Métodos. El diseño del estudio fue comparativo. Se contó con una muestra de 53 estudiantes universitarios ($21,92 \pm 3,16$ años; $1,76 \pm 0,11$ m y $71,97 \pm 9,52$ kg). El genotipado de la muestra se llevó a cabo mediante qPCR usando protocolos de discriminación alélica, con el software CFX Manager. Se utilizó un tensiomiógrafo TMG-BMC para medir los músculos vastos laterales con una descarga de corriente de 110 mA de intensidad durante un milisegundo, analizando el Tc. Se calcularon las medias del Tc de ambas piernas y se realizaron comparaciones mediante las pruebas U Mann Whitney y H Kruskal Wallis.

Resultados. Se observaron diferencias significativas en el Tc del vasto lateral en los portadores del genotipo RR, tanto al analizar el efecto principal, como al compararlo frente al genotipo codominante XX y dominante RX+XX (Tabla 1). En todos ellos, los portadores del genotipo RR presentaron valores inferiores de Tc.

Tabla 1. Tiempo de contracción (media \pm desviación típica en milisegundos) del vasto lateral del cuádriceps en función de los genotipos del gen ACTN3

	RR (n=16)	RX (n=33)	XX (n=10)	Sig.
Efecto global (RR vs. RX vs. XX)	$19,67 \pm 2,51$	$23,1 \pm 3,78$	$22,3 \pm 2,3$	0,01
Efecto co-dominante (RR vs. XX)	$19,67 \pm 2,51$	---	$22,3 \pm 2,3$	0,04
Efecto dominante (RR vs. RX+XX)	$19,67 \pm 2,51$	$22,85 \pm 3,38$		0,003
Efecto recesivo (RR+RX vs. XX)		$21,69 \pm 3,69$	$22,3 \pm 2,3$	0,47

Conclusiones. Se observó una respuesta más rápida en la contracción del vasto lateral de los portadores del genotipo RR en comparación con el resto de genotipos. Por tanto, existe asociación entre la presencia de la proteína α -actinina-3 con el tiempo de contracción muscular.

Referencias

1. M. Mills, y cols. *Human Molecular Genetics*. **10** (2001) 1335-1346.
2. J.M. García-Manso, y cols. *Revista andaluza de medicina del deporte*. **3** (2010) 98-102.

Agradecimientos. Universidad Europea (2012/UEM01) y Cátedra Real Madrid (2013/10RM).

Discriminantes de la Marcha Humana entre Hombres y Mujeres

M. Gomez Jimenez^{1,*}, C. López de Subijana Hernández¹

¹ Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF), Universidad Politécnica de Madrid, España

*correo electrónico: maria.gomez@upm.es

Palabras clave: marcha, género, análisis 3D, centro de gravedad.

Introducción. La marcha humana supone la base de todas las formas de desplazamiento en bipedestación, además de ser una actividad física frecuentemente practicada. Estudios previos han descrito la trayectoria del centro de gravedad (CG) durante el ciclo de la marcha como parámetro determinante de la marcha normal y marcha patológica [1,2], utilizado frecuentemente como método diagnóstico en procesos de rehabilitación, recuperación funcional y reentrenamiento. El objetivo del presente estudio fue analizar el comportamiento del CG y su relación con el movimiento de la pelvis durante el ciclo de la marcha normal en hombres y mujeres.

Métodos. Se analizaron a 29 mujeres (26.10 ± 8.18 años; 55.88 ± 4.97 kg y 165.30 ± 4.96 cm) y 33 hombres (24.00 ± 4.37 años; 72.15 ± 6.84 kg y 177.42 ± 6.07 cm). Se grabaron tres ciclos de la marcha para cada sujeto con el sistema Vicon 3D de captura de movimiento (6 cámaras a 120 Hz), y 19 marcadores reflectantes (modelo Plug in Gait). Se calcularon medias y desviaciones estándar (Media \pm DS), intervalos de confianza del 95% (IC 95%) y tamaño del efecto (d Cohen). Se realizaron comparaciones de medias entre grupos independientes (t de Student). El nivel alfa de significación se estableció en 0.05 para las pruebas estadísticas.

Tabla 1. Diferencias cinemáticas en el Centro de Gravedad y la Pelvis entre hombres y mujeres.

	Hombres		Mujeres		p	Tamaño del Efecto
	Media \pm DS	IC 95%	Media \pm DS	IC 95%		
CG frontal (mm)*	61.99 \pm 11.24	57.98-66.21	48.90 \pm 10.34	44.97-52.83	p<0.001	1,21
Pelvis frontal (°)*	11.81 \pm 3.39	10.47-12.89	15.47 \pm 3.34	14.20-16.74	p<0.001	1,09

*p<0.05

Resultados. Los parámetros cinemáticos de la pelvis y el CG presentaron diferencias entre hombres y mujeres en el rango de movimiento en el plano frontal. Los hombres mostraron mayor amplitud de movimiento en el desplazamiento lateral del CG que las mujeres, mientras que las mujeres mostraron mayor amplitud en la basculación lateral de la pelvis que los hombres (Tabla 1).

Conclusiones. Hombres y mujeres seleccionan estrategias diferentes para realizar el cambio de peso durante la marcha normal, debidas, probablemente, a una elección basada una combinación de factores socio-culturales, anatómicos y biomecánicos [2]. El conocimiento de estas estrategias tendría múltiples aplicaciones en la evaluación, diferenciada por sexo, de las compensaciones producidas durante los procesos de rehabilitación, o en el abordaje del déficit de equilibrio y prevención de caídas.

Referencias

- 1- Perry & Burnfield, *Gait Analysis Normal and Pathological Function* (2010).
- 2- Bruening, *Gait Posture*. **41** (2015) 540-545.



PÓSTERES

- BIOMEDICINA -

Estudio, mediante técnicas optomecánicas, de la estabilidad primaria del vástago femoral implantado

E. García^{1,*}, R. Salcedo², A. Ros¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de Madrid, c/. José Gutiérrez Abascal 2, Madrid, 28006, España,

² Departamento de Ingeniería Agroalimentaria y Biotecnología, Universidad Politécnica de Cataluña, c/. Esteve Terradas 8, Castelldefels, 08860, España

*: correo electrónico: evelyn80@gmail.com

Palabras clave: prótesis, transmisión de cargas, fricción, modelo fotoelástico

Introducción. El aflojamiento aséptico es la principal causa de fallo de artroplastia total de cadera [1]. La minimización de los daños depende sobre todo de la detección precoz. Para ello se usan varias técnicas, pero son complejas y costosas [2]. Por tanto, es necesario desarrollar nuevas metodologías de ensayo para evaluar las técnicas de implantación y los diferentes prototipos de prótesis. Como primer paso, se ha realizado un análisis cualitativo del problema de contacto en la interfaz hueso-vástago usando modelos fotoelásticos.

Métodos. Se fabricaron tres modelos en 2D del conjunto hueso-vástago, simulando tres tipos de contactos en la interfaz: sin adherencia y con holgura, sin adherencia y sin holgura (vástago cubierto con PTFE), y con adherencia y homogéneo (vástago cementado). A continuación, se sometió una carga de 10 N sobre el extremo libre del modelo dentro de una cámara isoterma a 70 °C. Manteniendo el estado de carga durante todo el ciclo térmico hasta el enfriamiento del modelo, se obtuvo un efecto de congelación de las tensiones internas, que permanecían inalteradas en el material a temperatura ambiente y después de retirar la carga. Por último, se examinó cada modelo fotoelástico en un campo de luz polarizada blanca.

Resultados. Al examinar el estado tensional (Figura 1), se observó que cuando el vástago no presenta adherencia con el hueso aparecen concentraciones de tensiones de compresión en zonas locales de la punta del vástago y en la zona del cuello femoral. En cambio, cuando el vástago se une al modelo del hueso con un adhesivo, la unión permite la transmisión de tensiones de tracción, y la distribución de tensiones cambia completamente.

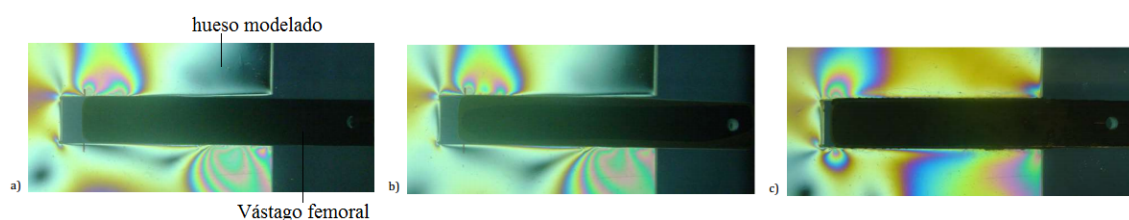


Figura 1. Espectro de isocromáticas hueso-vástago: a) Suelto, b) con PTFE, c) cementado.

Conclusiones. Los resultados muestran la complejidad del problema de contacto y confirman la necesidad de la vía experimental para su estudio.

Referencias

1. J. Gallo, J. Vaculova, S.B. Goodman, Y.T. Kontinen. *Acta Biomater.* **10** (2014) 2354-2366.
2. T. He, W. Wu, Y. Huang, X. Zhang, T. Tang, K. Dai. *Int. Orthop.* **37** (2013) 1025-1031.

Agradecimientos. Este trabajo se financió gracias a la UAM, el AECID y UPM-Santander.



PÓSTERES

- BIOMATERIALES -

Liberación controlada de fármacos de un recubrimiento polimerizado por plasma sobre titanio

J. Buxadera-Palomero¹, C. Labay¹, C. Canal¹, F. J. Gil², D. Rodríguez^{1*}

¹ Biomaterials, Biomechanics and Tissue Engineering Group (BBT), Technical University of Catalonia (UPC-BarcelonaTech), Campus Diagonal Besòs, Edifici I (EEBE). C. Eduard Maristany, 10-14 08019 Barcelona, Spain

² Universitat Internacional de Catalunya (UIC), c/Immaculada 22, Barcelona 08017, Spain

*: correo electrónico: daniel.rodriiguez.rius@upc.edu

Palabras clave: titanio, plasma, PEG, antibacteriano

Introducción. Las reconstrucciones implantosoportadas son la técnica más habitual para suplir piezas dentales perdidas. Como los implantes dentales están expuestos a un medio con bacterias, las infecciones peri-implantarias son una causa común de fracasos de dichas reconstrucciones. Estas infecciones son debidas a la capacidad de las bacterias de adherirse a superficies y formar biofilms, que protegen a la bacteria del sistema inmune y de los antibióticos. Por tanto, una estrategia evidente para prevenir las infecciones peri-implantarias es evitar la adhesión inicial de las bacterias.

El propósito de este trabajo fue lograr, por medio de polimerización por plasma, un revestimiento antiadhesivo de tipo poli-etilenglicol (PEG) capaz de modular la liberación de un antibiótico de los implantes de titanio. Esta combinación tiene como objetivo minimizar la adhesión bacteriana al implante e inactivar las restantes bacterias unidas.

Materiales y Métodos. La deposición en las superficies de titanio se realizó en una, dos o tres etapas para obtener un recubrimiento tipo PEG de diferentes espesores. Otro conjunto de muestras se cargaron con antibiótico (doxiciclina) y recubiertas de PEG para comparar el efecto de las diferentes configuraciones de plasma en la cinética de liberación.

La superficie obtenida fue caracterizada mediante XPS y ATR-FTIR, y la medición de la liberación del antibiótico se hizo por absorbancia UV-VIS contra una curva patrón. La respuesta bacteriana fue evaluada in vitro contra una cepa de *S. aureus*.

Resultados. Los datos de XPS y ATR-FTIR revelaron la presencia de un recubrimiento nanométrico tipo PEG sobre el titanio. La adhesión bacteriana fue más baja para todos los materiales recubiertos con PEG. Mientras que las muestras de antibiótico liberaron el 95% de doxiciclina tras 1 h, las muestras recubiertas con PEG lograron frenar significativamente la cinética de liberación del antibiótico, con el mismo porcentaje de liberación alcanzado después de 15h. Las muestras con antibiótico y capa de PEG mostraron un efecto antibacteriano, lo que podría atribuirse a las propiedades intrínsecas de la capa de plasma depositada.

Conclusiones. Se ha conseguido depositar capas de antibiótico cubiertas de PEG mediante polimerización por plasma sobre titanio. La capa de PEG retarda de forma significativa la liberación de antibiótico al medio, manteniendo el efecto antibacteriano.

Agradecimientos. Los autores agradecen a la Fundación Ramón Areces, al Gobierno de España MAT2015-67183-R (MINECO/FEDER, UE) y a la Generalitat de Catalunya (SGR2014 01333) la financiación recibida. J.B-P. agradece a la beca de doctorado CEIB-UPC.