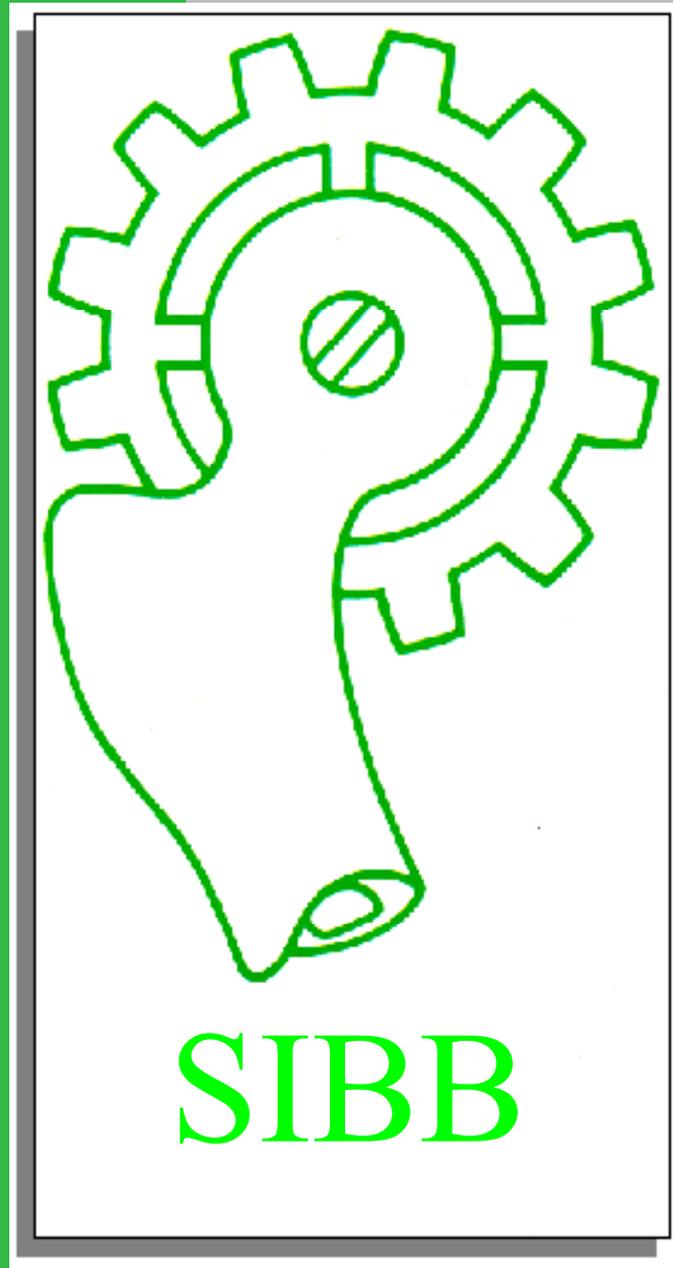


# BIOMECÁNICA



Órgano oficial de la Sociedad Ibérica  
de Biomecánica y Biomateriales

Volumen 28

2020

ISSN-e:1885-9518

## BIOMECÁNICA

Órgano Oficial de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales

**Página web SIBB:** <http://www.e-sibb.org>

**Página web *Biomecánica*:** <http://revistes.upc.edu/ojs/index.php/SIBB/>

### **Redacción:**

Daniel Rodríguez Rius  
Dept. de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica  
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est (EEBE)  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)  
Av. Eduard Maristany, 10-14, Edifici I  
08930 - Sant Adrià del Besòs (Barcelona)  
Correo electrónico: [daniel.rodriguez.rius@upc.edu](mailto:daniel.rodriguez.rius@upc.edu)

Diego Velasco Bayon  
Dept. de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial  
Escuela Politécnica Superior,  
Universidad Carlos III de Madrid  
Avda. de la Universidad, 30  
28911 - Leganés (Madrid)  
Correo electrónico: [divelasc@ing.uc3m.es](mailto:divelasc@ing.uc3m.es)

### **Especialidad:**

Especialistas en traumatología, medicina deportiva, rehabilitación,  
ingeniería biomecánica y biomateriales.

**Periodicidad:** 1 número al año

**Depósito legal:** B: 9920-2006

**ISSN-e:** 1885-9518

**ISSN:** 1135-2205

# BIOMECÁNICA

---

## CONSEJO DE DIRECCIÓN

**Director** - Diego Velasco Bayón  
**Director Adjunto** - Daniel Rodríguez Rius  
**Secretario de Redacción** - Pere Puig Mir

## COMITÉ CIENTÍFICO

### Àrea de Cirugía Ortopédica y Traumatológica

**Coordinador** - Joan Valentí Ardanuy  
M. Fernández Fairén  
J. Usabiaga Zarranz  
A. Carranza Bencano  
L. Gómez Pellico

### Àrea de Biomateriales

**Coordinador** - Francisco Javier Gil Mur  
E. Jorge Herrero  
J. San Román del Barrio  
J. J. Vázquez Solsona  
F. J. Monteiro  
M. Barbosa

### Àrea de Biomecánica Deportiva

**Coordinador** - Marcos Gutiérrez Dávila  
A. García Fojeda  
K. Gianikellis  
R. Arellano Colomina  
P. Vera Luna

## JUNTA DIRECTIVA DE LA SIBB

**Presidente efectivo**- Enrique Navarro Cabello  
**Presidente electo** - Diego Velasco Bayón  
**Presidente saliente** - Daniel Rodríguez  
**Secretario** - Luis M. Rodríguez Lorenzo  
**Tesorero** - Esteban Colell Llovera  
**Director de la revista** - Diego Velasco Bayón  
**Coordinadora de la página web** - Maria Pau Ginebra

### Vocales

José Campos Granell  
Francisco Javier Gil Mur  
Daniel Rodríguez Rius  
Julio San Román del Barrio  
Antonio Viladot Voegli  
Ines C. Goncalves de Almada Lobo

### Antiguos Presidentes

Daniel Rodríguez Rius (2016-2019)  
José Antonio de Pedro Moro † (2015-2016)  
Francisco Javier Rojas Ruiz (2013-2015)  
Juan Carlos Rodríguez Cabello (2011-2013)  
Antonio Viladot Voegli (2009-2011)  
José Campos Granell (2008-2009)  
Julio San Román del Barrio (2005-2008)  
Joan Valentí Ardanuy (2003-2005)  
Marcos Gutierrez Dávila (2001-2003)  
Francisco Javier Gil Mur (1999-2001)  
Mariano Fernández-Fairén (1997-99)  
Francisco Biosca Estela (1995-97)  
Juan José Vázquez Solsona (1993-95)  
Luis Fernando Llanos Alcázar (1991-93)  
José Antonio Planell Estany (1987-90)  
Luis García Font † (1986)  
Antonio Viladot Pericé † (1983-85)  
Justo Nieto Nieto (1980-82)  
Claudio Hernández Ros (1977-79)

### Antiguos Directores

Daniel Rodríguez Rius  
Luis Fernando Llanos  
Maria Pau Ginebra Molins  
Josep Antón Planell  
Francisco Forriol  
José Carlos Rodríguez Cabello  
C. Aparicio Bádenas

# Normas editoriales

## 1. Información general

*Biomecánica* publica trabajos originales, estudios de investigación, temas de actualización y colaboraciones especiales del ámbito de la traumatología, medicina deportiva, rehabilitación, ingeniería biomecánica y biomateriales:

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

### Correo postal:

Daniel Rodríguez Rius  
Dept. de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica  
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est (EEBE)  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)  
Av. Eduard Maristany, 10-14, Edifici I  
08930 - Sant Adrià del Besòs (Barcelona)

Los manuscritos deben ser originales y no estar pendientes a publicarse en otras revistas. *Biomecánica* no se hace responsable de la opinión o criterio de los autores. Se reserva el derecho de propiedad de los trabajos publicados, que no deben ser reproducidos sin su autorización.

## 2. Preparación de manuscritos.

**General:** Los manuscritos deben ser entregados en procesador de texto (preferentemente en Word), a doble espacio con márgenes amplios y tamaño de fuente entre los 10 y 12 puntos. Conviene evitar un uso excesivo de formatos ya que la mayoría de los ellos serán eliminados o reemplazados durante el procesamiento de su artículo. No utilice formatos automáticos de párrafo, tales como: justificación de texto, separación silábica, doble columna o enumeración de párrafos (especialmente para referencias numeradas). Sin embargo, se pueden utilizar formatos para las fuentes tales como negritas, cursivas, subíndices, superíndices, etc. Los editores se reservan el derecho de ajustar estilos con el fin de uniformar el formato. En la dirección de correspondencia debe especificarse claramente el destinatario, el número de fax y correo electrónico. También deberá anexarse la dirección postal completa de cada coautor. El estilo que se prefiere es: Apellido, Iniciales de Nombre, Departamento, Institución, Ciudad/Comunidad, Código Postal, País. Los autores deberán conservar copias de todas las versiones del manuscrito enviadas a la revista.

**Resumen:** Todos los manuscritos deben entregarse con un resumen de entre 100 y 200 palabras.

**Palabras clave:** Los autores deben proporcionar entre 4 y 6 palabras clave para propósitos de índice.

Tanto el resumen como las palabras clave deben enviarse en inglés y español o portugués.

**Texto:** Siga este orden al construir su manuscrito: Título, Autores, Afiliaciones, Resumen, Texto, Agradecimientos, Apéndice, Bibliografía, leyendas de las Figuras y después Tablas. Las Figuras y Tablas deben presentarse en hojas aparte. No importe o inserte sus Figuras o Tablas en el texto. El autor a quien debe dirigirse la correspondencia debe identificarse con un asterisco y una nota al pie de página.

**Unidades:** Para todos los datos científicos y de laboratorio presentados deberá usarse el Sistema Internacional.

**Introducción:** Deben presentarse brevemente los antecedentes y el estado presente del tema de estudio.

**Materiales y Métodos:** Deben detallarse los materiales, protocolos experimentales, técnicas usadas, métodos de evaluación, etc. Los modelos experimentales deben describirse en suficiente detalle para permitir a otros investigadores la reproducción de los resultados. Debe incluirse una completa referencia al tipo de análisis estadístico empleado.

**Resultados:** Su presentación debe ser clara y concisa. Se recomienda el empleo de tablas y figuras. Todos los resultados expuestos deben haber sido obtenidos de acuerdo a la metodología descrita en la sección de Materiales y Métodos.

**Discusión:** Los resultados obtenidos e información que los respalde deben explicarse y correlacionarse con aquellos reportados en la literatura. En este sentido, es necesaria una revisión bibliográfica adecuada. Debe de subrayarse la importancia del estudio presentado y su proyección de futuro.

**Conclusión:** Deberá ser breve, haciendo énfasis en los aspectos originales más relevantes del estudio presentado.

**Agradecimientos:** Si fuesen necesarios, aparecerán después de las Conclusiones.

**Bibliografía:** Todas las publicaciones citadas en el texto deben presentarse en una lista de referencias bibliográficas después del mismo en el manuscrito. En el texto, para referirse a la bibliografía, indíquela con un número consecutivo entre corchetes según orden de aparición (Ej. Ya que Peterson[1]), y una referencia completa debe de agregarse en la lista enumerada al final del escrito. La bibliografía debe seguir el siguiente formato:

1. Gough JE, Christian P, Scotchford CA, Rudd CD, Jones JA. Synthesis, degradation and in vitro cell responses of sodium phosphate glasses for craniofacial bone repair. *J Biomed Mater Res* 2002;59:481-489.
2. Nancollas H. In vitro studies of calcium phosphate crystallisation. In: Mann S, Webb J, Williams RJP, editors. *Biomaterialization. Chemical and biochemical perspectives*. New York: VCH, 1989. p. 157-182.
3. Brown W, Chow LC. Combinations of sparingly soluble calcium phosphates in slurries and paste as mineralizers and cements. US Patent No. 4612053, 1986.

**Tablas y figuras:** Todas las tablas y figuras deben enumerarse independientemente, con numeración arábiga.

**Tablas:** no deben duplicar los resultados presentados en algún otro lugar dentro del manuscrito (por ejemplo en figuras). Debe proporcionarse un título adecuado para cada tabla. Éste debe escribirse antes de la tabla. No debe utilizarse reglas verticales, y conviene evitar tablas excesivamente complejas.

**Figuras:** Es necesario presentar versiones electrónicas de las ilustraciones, que pueden ser enviadas en archivos .jpg o importadas a Word o PowerPoint. Las leyendas de las figuras deben proporcionarse en una página independiente, después de la bibliografía. En microfotografías debe aparecer una barra de escala.

## 3. Proceso editorial

Los manuscritos serán evaluados por revisores independientes seleccionados por el Consejo de Redacción y el Comité Científico de *Biomecánica*. En caso de que el manuscrito necesite correcciones, estas tendrán que enviarse a la revista en un periodo no mayor a dos meses después de haber sido notificadas al autor. Una vez este tiempo haya concluido, si no hay respuesta, el manuscrito se devolverá al autor y se descartará su publicación. Ningún manuscrito será aceptado hasta que no se hayan hecho las correcciones correspondientes.

## 4. Autorización de publicación

Los artículos publicados en *Biomecánica* se distribuirán también electrónicamente mediante su incorporación en un repositorio electrónico.

Estos artículos se publican a través de una licencia de uso Creative Commons que permita a los usuarios de la revista su reproducción, distribución y comunicación pública siempre y cuando no se modifique la obra original, no se haga para un uso comercial y se cite la fuente original.

La publicación de los artículos en esta revista implica la aceptación por parte de los autores de las condiciones expresadas.

En ningún caso esta aceptación implica una cesión en exclusiva de los derechos de explotación del autor sobre la obra publicada ni impide

# Instructions to authors

## 1. General information

*Biomecánica* publishes original works, research studies, research updates and special collaborations in the fields of orthopedics, sports medicine, rehabilitation, biomechanics and biomaterials engineering. Manuscripts must be sent to the following address:

**E-mail:** daniel.rodriguez.rius@upc.edu

### Post mail:

Daniel Rodríguez Rius  
Dept. de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica  
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est (EEBE)  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)  
Av. Eduard Maristany, 10-14, Edifici I  
08930 - Sant Adrià del Besòs (Barcelona)

The manuscripts must be original, and should not be under consideration for publication elsewhere. *Biomecánica* does not take any responsibility on the opinions and criteria of the authors, and it reserves the right of property of the works published, which should not be reproduced without its authorization.

## 2. Manuscript preparation

**General:** Manuscripts must be word processed (preferably in Word format), double-spaced with wide margins and a font size of 12 or 10 pt. Please avoid excessive layout styling as most formatting codes will be removed or replaced during the processing of your article. In addition, do not use options such as automatic word breaking, justified layout, double columns or automatic paragraph numbering (especially for numbered references). However do use bold face, italic, subscripts, superscripts etc. The corresponding author should be identified (include a Fax number and E-mail address). Full postal addresses must be given for all co-authors. The Editors reserve the right to adjust style to certain standards of uniformity. The preferred style is: Surname, Initials, Department, Institution, City/State, Postal Code, Country. Authors should retain copies of all versions of their manuscript submitted to the journal.

**Abstract:** All manuscripts are to be supplied with an Abstract of about 100-200 words in length.

**Keywords:** Authors must provide 4-6 keywords for indexing purposes.

The abstract and the keywords must be sent in English and Spanish or Portuguese.

**Text:** Follow this order when typing manuscripts: Title, Authors, Affiliations, Abstract, Keywords, Main text, Acknowledgements, Appendix, References, Figure Captions and then Tables. Do not import the Figures or Tables into your text. The corresponding author should be identified with an asterisk and footnote.

**Units:** The SI system should be used for all scientific and laboratory data.

**Introduction:** The background and present state of the subject of study must be presented briefly.

**Material and methods:** The materials and experimental protocols must be detailed, techniques used, methods of evaluation, etc. The experimental models must be described in sufficient detail to allow other researchers to reproduce the results. A complete reference to the type of statistical analysis used must be presented.

**Results:** They must be presented in a clear and concise form. The use of tables and figures is recommended. All of the exposed results must have been obtained according to the methodology described in the Material and Methods section.

**Discussion:** The obtained results and their reliability must be explained, and correlated with those reported in the literature. In this sense, a suitable bibliographical revision is mandatory. It must also be stressed the importance of the study and its future projection.

**Conclusion:** It must be brief, underlying the more significant original aspects of the presented study.

**Acknowledgments:** If necessary, they will appear after the Conclusions.

**References:** All publications cited in the text should be presented in a list of references following the text of the manuscript. " In the text refer to references by a consecutive number in square brackets (e.g. Since Peterson [1]), and the full reference should be given in a numerical list at the end of the paper. References should be written in the following form:

1. Gough JE, Christian P, Scotchford CA, Rudd CD, Jones JA. Synthesis, degradation and in vitro cell responses of sodium phosphate glasses for craniofacial bone repair. *J Biomed Mater Res* 2002;59:481-489.
2. Nancollas H. In vitro studies of calcium phosphate crystallisation. In: Mann S, Webb J, Williams RJP, editors. *Biomineralization. Chemical and biochemical perspectives*. New York: VCH, 1989. p. 157-182.
3. Brown W, Chow LC. Combinations of sparingly soluble calcium phosphates in slurries and paste as mineralizers and cements. US Patent No. 4612053, 1986.

**Tables and figures:** All tables and figures must be numbered with independent Arabic numeration.

**Tables:** they should not duplicate results presented elsewhere in the manuscript, (e.g. in graphs). A suitable caption for each table must be provided. Footnotes to tables should be typed below the table and should be referred to by superscript lowercase letters. No vertical rules should be used. Excessively complex tables must be avoided.

**Figures:** Authors are required to provide electronic versions of their illustrations, which can be submitted either as .jpg files, or imported to Word or Power Point files. Figure captions must be provided in a separate page after the references. In microphotographs a scale bar must be marked on the photograph.

## 3. Publishing process

The manuscripts will be evaluated by independent referees selected by the Editorial Board and the Scientific Committee of *Biomecánica*. In case the manuscript might need corrections, these will have to be sent to the journal in less than one month after first receiving notice. Once this time elapsed, if there is no response, the manuscript will be given back to the author and it will be discarded for publication. No manuscript will be accepted until the complete corrections are made.

## 4. Publishing authorization

Articles published in *Biomecánica* are also distributed electronically through incorporation into an electronic repository.

These articles are published through a Creative Commons license that allows journal users reproduction, distribution and public communication, provided that the original work is not altered, is not used for commercial purposes and the original source is acknowledged. The authors of an article accept these conditions by its publication in *Biomecánica*.

In any case this acceptance implies an exclusive transfer of the author copyright on the published article or prevents normal exploitation of the article through the usual ways.

# BIOMECÁNICA

Órgano de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales

---

## SUMARIO

Volumen 28 (2020)

### ORIGINALES

- 7 **Análisis cinemático de la marcha atlética: influencia del nivel de rendimiento y el sexo**  
**ACCÉSIT CONGRESO SIBB 2019**  
*DOI: 10.5821/sibb.28.1.9712*  
*M. Centeno Esteban, J. García López*
- 19 **Evolución de la Biomecánica Deportiva a partir de las tesis doctorales realizadas en España entre los años 1980 y 2019**  
*DOI: 10.5821/sibb.28.1.10519*  
*J. Campos Granell, M. Gutiérrez Dávila, J.M. Campos Coll*
- 34 **Predicción de las fuerzas musculares de miembro superior durante los movimientos de flexión - extensión y pronación - supinación a partir de un modelo biomecánico desarrollado en la plataforma Opensim**  
*DOI: 10.5821/sibb.28.1.10407*  
*N. Uribe Acosta, C. Díaz León, E. Zapata Torres*

# Análisis cinemático de la marcha atlética: influencia del nivel de rendimiento y el sexo

*Accésit Congreso SIBB 2019*

M. Centeno Esteban<sup>\*1,2\*</sup>, J. García López<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte,  
Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad de León

<sup>2</sup> Centro de Alto Rendimiento Deportivo de León (CAR León)

## Resumen

*El objetivo fue determinar las diferencias cinemáticas de la marcha atlética en función del nivel de rendimiento y el sexo. Veintiocho marchadores de diferente sexo y nivel fueron evaluados mientras marchaban a 12 km · h-1 en un tapiz rodante. Los marchadores de mayor nivel mostraron un mayor tiempo de apoyo, así como una menor extensión de rodilla y flexión plantar de tobillo en el despegue, con mayor amplitud de movimiento en las extremidades superiores. Las mujeres, en comparación con los hombres, marcharon con mayor frecuencia, menor amplitud, mayor tiempo de vuelo, menor distancia de frenado y mayor distancia de impulsión relativa. Tal como se observó al comparar los niveles, la extensión de rodilla y flexión plantar de tobillo en el despegue fue mayor en las mujeres que en los hombres, rotando menos la pelvis, y sin diferencias en el comportamiento de las extremidades superiores. En conclusión, los tiempos de apoyo y vuelo, la cinemática de rodilla y tobillo en el despegue y la contribución de las extremidades superiores son variables cinemáticas asociadas al rendimiento. Además, se describen adaptaciones cinemáticas que las mujeres deben realizar para marchar a similar velocidad que los hombres.*

**Palabras clave:** atletismo, biomecánica, técnica, análisis 3D

## Abstract

*The aim was to determine the kinematic differences of race walking as function of performance level and gender. Twenty-eight walkers of different sex and level were evaluated while race walked at 12 km · h-1 on a treadmill. The high-performance race walkers showed a longer contact time, as well as less knee extension and ankle plantar flexion on toe-off, with greater range of motion on the superior limbs. The women, compared to men, race walked with greater frequently, less step amplitude, more flight time, shorter braking distance and greater impulsion distance relative to their leg length. As observed when comparing the levels, knee extension and ankle plantar flexion at toe-off were greater in women than in men, with less pelvis rotation, and without differences in the behavior of the superior limbs. In conclusion, the contact and flight times, the knee and ankle kinematics at toe-off, and the contribution of the superior limbs are kinematic variables associated with performance. In addition, kinematic adaptations are described that women should do to race walked at a similar speed as men.*

**Keywords:** athletics, biomechanics, technique, 3D analysis

---

Correspondencia:

Mario Centeno Esteban

Centro de Alto Rendimiento Deportivo de León (CAR León), Avda de los Jesuitas 13, León, 24007

Email: mario.mce.93@gmail.com

## Introducción

La marcha atlética es una de las especialidades que componen el atletismo, la cual se caracteriza por su carácter cíclico y un alto componente técnico debido a las exigencias de reglamento (i.e.; no puede existir pérdida de contacto visible al ojo humano con el suelo y la rodilla debe permanecer completamente extendida desde el contacto con el suelo hasta la vertical del apoyo)<sup>1</sup>. Debido a ello, en los últimos años ha surgido un gran interés en el estudio de esta disciplina por parte de la biomecánica deportiva, cuyos objetivos fundamentales son la mejora del rendimiento deportivo y la disminución del riesgo de lesión<sup>2</sup>, publicándose gran cantidad de estudios (i.e. cinemáticos, cinéticos y electromiográficos)<sup>3-14, 18, 22</sup>.

Así, se ha demostrado que la mayoría de los atletas cumplen con la regla de mantener la rodilla extendida independientemente de la velocidad de marcha<sup>3, 4, 6-10</sup>, mientras que no ocurre lo mismo con el tiempo de vuelo (i.e.; tiempo en el que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo), que aparece en torno a  $12 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , incrementándose linealmente con la velocidad<sup>3, 4, 7-10</sup>. Teniendo en cuenta que la velocidad de la marcha es el principal criterio de rendimiento, y que esta está determinada por la frecuencia y amplitud de paso<sup>9, 10</sup>, numerosos estudios han concluido que existe una frecuencia máxima sostenible por los atletas durante la competición (~200 pasos por minuto), que no depende del sexo ni del nivel de rendimiento<sup>3, 4, 7, 11</sup>. Por contra, si se ha observado una gran influencia de la amplitud de paso<sup>3, 4, 7, 9, 10</sup>, mayor en hombres que en mujeres [3, 7, 10] y en atletas de mayor nivel respecto a los de menor nivel de rendimiento [3]. Sin embargo, la mayoría de los estudios analizaron la influencia del sexo y del nivel de rendimiento en la frecuencia y la amplitud de paso testeando a los diferentes grupos de atletas a distintas velocidades, sin tener en cuenta la interacción existente entre estas variables (i.e.; velocidad, frecuencia y amplitud).

La frecuencia de paso, a su vez, está determinada por el tiempo de contacto con el suelo y el tiempo de vuelo<sup>9</sup>. Un estudio muy reciente ha observado que un mayor tiempo de contacto, y

en consecuencia menor tiempo de vuelo, están asociados con una mejor economía de la marcha a  $12$  y  $14 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , y por ende un mayor rendimiento<sup>11</sup>. Igualmente, y en la línea de lo que se ha comentado en el párrafo anterior, también se han obtenido mayores tiempos de vuelo durante la competición de  $20 \text{ km}$  en hombres que en mujeres ( $0.03 \text{ s}$  a  $14.4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  vs.  $0.02 \text{ s}$  a  $12.6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , respectivamente)<sup>7, 10</sup>, en ambos casos por debajo del tiempo de vuelo de  $0.04 \text{ s}$  que se considera visible por ojo humano<sup>11</sup>.

Una de las variables cinemáticas de proceso más estudiadas es la movilidad de la pelvis, por su influencia en la técnica de marcha, ya que una elevada movilidad ayuda a absorber las fuerzas producidas en el impacto, favorece el aumento de la amplitud de paso y reduce la oscilación vertical del centro de masas (CM)<sup>3, 5</sup>. Así, se ha observado que las mujeres tienen menor rotación en el plano transversal de la pelvis, lo que se ha ligado a factores antropométricos (i.e.; mayor tamaño e inercia rotacional de la pelvis)<sup>7</sup>. Por otro lado, parece que existe una unanimidad en los artículos al afirmar que la distancia de impulsión (i.e.; distancia horizontal entre el pie de despegue y el centro de masas) es una variable clave en el rendimiento de los marchadores, siendo importante la extensión de cadera en la extremidad de impulsión en el momento de despegue<sup>4, 7-10, 17, 22</sup>. Sin embargo, no existe un consenso claro respecto a la influencia del resto de variables cinemáticas (e.g.; rangos de movimiento articular de las extremidades superiores e inferiores) en el rendimiento. Esto puede ser debido a la discrepancia en las diferentes técnicas de análisis que utilizan los estudios (i.e.; 2D vs. 3D), a las diferencias entre las muestras de participantes utilizadas y a las distintas velocidades de marcha que se han analizado. Así, uno de los pocos estudios que ha utilizado técnicas 3D para analizar la influencia del nivel de rendimiento en la cinemática de la marcha no obtuvo grandes diferencias<sup>2</sup>. Este trabajo se llevó a cabo únicamente con hombres, utilizando un modelo biomecánico de extremidad inferior, por lo que no analizó las posibles diferencias en las extremidades superiores.

La mayoría de los estudios cinemáticos sobre la marcha atlética que se han mencionado se lle-

varon a cabo durante la competición, exigiendo el uso de técnicas de análisis 2D en vez de 3D<sup>7-9</sup>. Esto les aporta una elevada validez ecológica, pero les resta sensibilidad y precisión para detectar las diferencias cinemáticas. Además, como se ha comentado anteriormente, no utilizar modelos biomecánicos de cuerpo completo y no estandarizar la velocidad de marcha (afecta al resto de variables cinemáticas) hace que pudieran existir diferencias cinemáticas no observadas (i.e.; tren superior) y que otras dependan más de la velocidad de la marcha que del nivel de rendimiento o sexo. Por lo tanto, el objetivo principal del presente trabajo fue analizar las diferencias cinemáticas de la marcha atlética en función del nivel de rendimiento y el sexo, utilizando para ello un modelo simple de análisis cinemático 3D de cuerpo completo a una velocidad de marcha estandarizada. La hipótesis del trabajo es que el nivel de rendimiento y el sexo afectarán a la técnica de la marcha atlética.

## Materiales y métodos

### Participantes

En el presente estudio participaron un total de 28 marchadores (13 hombres y 15 muje-

res) con licencia federativa en vigor, competidores de las distancias oficiales de 5, 10, 20 y 50 km, de los cuáles 12 presentaron un alto nivel de rendimiento y 16 un nivel amateur (Tabla 1). Se consideraron marchadores de alto nivel aquellos cuya mejor marca personal en cualquiera de las competiciones anteriores se encontraba por debajo del 15% del récord del mundo<sup>19</sup> y marchadores de nivel amateur aquellos que no cumplían con este requisito. Ningún marchador manifestaba problemas médicos para participar en el estudio ni había tenido lesiones importantes en los seis meses anteriores al mismo. Todos los marchadores y sus entrenadores fueron informados sobre las pruebas y los posibles riesgos que conllevaban las pruebas proporcionando un consentimiento informado por escrito con anterioridad a la realización de las mismas. En el caso de los marchadores menores de 18 años, el consentimiento fue firmado por el padre/madre/tutor. El Comité de Ética de la Universidad de León aprobó la realización de este estudio (ref.007-2018). Todas las pruebas fueron realizadas con el mismo material y en similares condiciones ambientales (~800 m de altitud, 20-25 °C de temperatura y 20-35% de humedad relativa).

	HOMBRES		MUJERES	
Nivel	Alto Nivel	Amateur	Alto nivel	Amateur
Nº de participantes	6	7	6	9
Edad (años)	29.7±11.5	16.1±2.1	21.8±4.2	16.1±1.9
Talla (m)	1.77±0.08	1.68±0.09	1.66±0.03	1.64±0.07
HT (m)	0.89±0.05	0.87±0.04	0.83±0.02	0.84±0.04
Peso (kg)	64.3±3.9	51.8±10.2	49.8±3.0	48.8±5.0
MMP 5 km (mm:ss)	19:12±0:24	25:00±1:54	22:36±1:06 <sup>1</sup>	28:12±2:12
MMP 10 km (mm:ss)	40:12±0:36	51:54±5:36 <sup>b</sup>	45:54±2:30	58:48±6:30 <sup>d</sup>
MMP 20 km (hh:mm:ss)	1:21:24±1:36	-	1:29:18±1:30 <sup>c</sup>	-
MMP 50 Km (hh:mm:ss)	3:47:42±7:30 <sup>a</sup>	-	-	-

*HT, altura trocantérea; MMP, mejor marca personal; <sup>a</sup> solo 3 hombres participaron en 50 km; <sup>b</sup> solo 5 hombres participaron en 20 km; <sup>c</sup> solo 3 mujeres participaron en 20 km; <sup>d</sup> solo 6 mujeres participaron en 10 km*

**Tabla 1.** Características de los marchadores y mejores marcas personales en diferentes distancias competitivas. Media ± SD.

### *Protocolo experimental*

El trabajo se llevó a cabo en una única sesión de valoración. Antes de la realización de las pruebas se recopilaron una serie de datos de los participantes mediante una entrevista personal (edad, mejores marcas personales en las distancias oficiales e historial de lesiones). Posteriormente se realizaron una serie de mediciones antropométricas (talla, peso y altura trocánterea) siguiendo las técnicas estandarizadas por el *International Society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK). A continuación, estando los marchadores en posición anatómica, un mismo evaluador colocó 19 marcadores reflectantes esféricos (15 mm de diámetro) en una serie de puntos anatómicos de referencia en los hemicuerpos derecho e izquierdo (centro de la muñeca, epicóndilo humeral, acromion posterior, apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical, unión lumbosacra L5-S1, trocánter mayor del fémur, cóndilo femoral externo, maléolo externo, cabeza del tercer metatarsiano, y zona anterior, superior y posterior de la cabeza), con el fin de generar los segmentos del pie, pierna, muslo, tronco, cabeza, brazo y antebrazo, así como las articulaciones a través de las que se conectan (i.e.; tobillo, rodilla, cadera, hombro y codo). Los marcadores de la cabeza se fijaron utilizando una gorra ajustable y el resto de marcadores se fijaron a la piel, indumentaria deportiva o calzado, utilizando un adhesivo circular de 25 mm de gran adherencia (TYM 8LOOP, Trayma, Loiu, España). La indumentaria deportiva consistió en una malla corta ceñida al cuerpo y una camiseta deportiva de tirantes (hombres) o top (mujeres). Cada atleta utilizó el calzado que habitualmente usaba durante la competición.

Después de lo anterior, todos los participantes realizaron un calentamiento individual de 10 min de marcha a su velocidad preferida, tras los cuales se incluyeron una serie de estiramientos de los principales músculos y movilidad articular. Tras el calentamiento, todos los participantes marcharon durante 3-5 min a la misma velocidad ( $12.0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) sobre un tapiz rodante (HP Cosmos Pulsar; HP Cosmos Sports & Medical GMBH, Nussdorf-Traunstein, Germany), con una pendiente del

0% para evitar una interferencia de la misma en la técnica de marcha<sup>14</sup>. La velocidad de  $12 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  se seleccionó por ser una velocidad habitual de entrenamiento de todos los grupos de marchadores, y porque independientemente de su sexo y nivel, eran capaces de marchar de forma controlada sobre el tapiz rodante durante al menos 3 minutos (Figura 1).

En el presente estudio se analizaron variables cinemáticas (lineal y angular) y espacio-temporales, las cuales fueron obtenidas de un sistema tridimensional (3D) y una plataforma optoelectrónica, respectivamente. Así, la prueba fue íntegramente grabada con el sistema 3D de captura del movimiento (CLIMA C13 series, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) compuesto por 8 cámaras de vídeo de alta resolución y alta velocidad (OptiTrack Prime 13,  $1280 \times 1024$  píxels, 240 Hz, Natural-Point Inc., Oregón, Estados Unidos) sincronizadas y controladas a través de un ordenador mediante un software específico (Clinical 3DMA OT, Versión 6.10, STT Ingeniería y Sistemas, San Sebastián, España) que realizaba la reconstrucción 3D del movimiento a través de las coordenadas 2D de cada marcador<sup>20</sup>, aplicando un modelo de transformación lineal directa (DLT). Se analizaron 30 s de la prueba entre los minutos 2:30 y 3:00, siempre que no existiera pérdida de marcadores, en cuyo caso se seleccionaba el intervalo de 30 s inmediatamente anterior o posterior. En estos 30 s de prueba se registraban más de 40 pasos con cada pierna, lo que es considerado como una muestra suficientemente representativa<sup>10</sup>.

En el mismo intervalo de tiempo se llevó a cabo un análisis espacio-temporal de la marcha, registrando el tiempo de contacto (i.e.; tiempo en el que cualquiera de los dos pies se encontraba en contacto con el suelo) y el tiempo de vuelo (i.e.; tiempo en el que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo). Para ello se utilizó la plataforma optoelectrónica insertada en el tapiz rodante (SportJump System Pro, DSD Inc, León, España). Esta plataforma ha sido anteriormente validada<sup>15</sup>, y contaba con un área de registro de  $65 \times 150 \text{ cm}$  y una resolución de 1000 Hz, conectándose a un ordenador donde estaba instalado el software Sport-Bio-Running

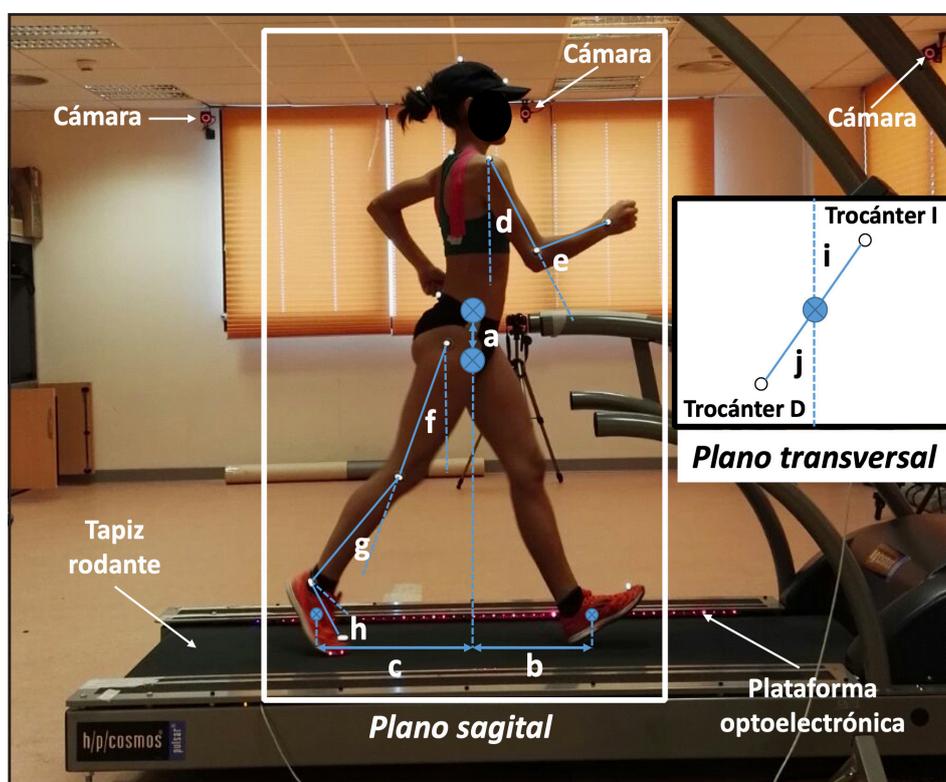
(Desarrollo de Software Deportivo, DSD Inc., León, España), el cual registraba tiempos de contacto y de vuelo. Los registros obtenidos tanto del sistema 3D como de la plataforma láser se promediaron para el intervalo de 30 s analizado, considerando estos valores como representativos de la prueba.

#### *Análisis de las variables cinemáticas de la marcha*

La frecuencia de paso fue obtenida a partir de la suma de los tiempos de contacto y de vuelo registrados en la plataforma optoelectrónica y, a partir de ella y de la velocidad del tapiz rodante, se dedujo la amplitud de paso ( $\text{Amplitud} = \text{Velocidad} \cdot \text{Frecuencia}^{-1}$ ) [21], la cual fue normalizada respecto a la altura trocantérea de cada marchador. Igualmente se normalizaron la frecuencia de paso ( $\text{Frecuencia normalizada} = \text{Frecuencia} / \sqrt{(\text{HT} \cdot 9.81 - 1)}$ ) y el tiempo de contacto ( $\text{Tc normalizado} = \text{Tc} / \sqrt{\text{HT} / 9.81}$ ), dividiéndolos entre la raíz cuadrada del cociente entre la altura trocantérea y la gravedad, atendiendo a la propuesta de

recientes estudios sobre carrera de larga distancia [25].

La posición del centro de gravedad (CG) se obtuvo a partir de los marcadores anatómicos que delimitaban los segmentos corporales, utilizando los parámetros inercia de Zatsiorsky y Seluyanov (1988) [16]. La oscilación del CG se obtuvo a partir de la diferencia entre el punto más alto y el más bajo en cada paso (Figura 1). La distancia de frenado e impulso fueron obtenidas como la distancia horizontal entre la proyección del CG en el suelo y el centro de masas del pie en los momentos de contacto y despegue respectivamente. Para determinar estos instantes temporales se utilizaron la mínima velocidad vertical del marcador ubicado en el trocánter mayor del fémur de la pierna que contactaba con el suelo y el segundo pico de velocidad vertical del marcador de la cabeza del tercer metatarsiano de la pierna que abandonaba el suelo, respectivamente [28]. Ambas distancias también fueron normalizadas a la altura trocantérea de cada marchador para el análisis estadístico.



**Figura 1.** Ilustración del protocolo de valoración del estudio. Principales variables cinemáticas lineales y angulares registradas en los planos sagital y transversal: a-oscilación del Centro de Gravedad; b-distancia de frenado; c-distancia de impulso; d-ángulo del hombro; e-ángulo del codo; f-ángulo de la cadera; g-ángulo de la rodilla; h-ángulo del tobillo; i-rotación anterior de la pelvis; j-rotación posterior de la pelvis.

Las variables cinemáticas angulares se analizaron tanto en el plano sagital (flexo-extensión) como en el transversal (rotación), correspondiéndose el valor 0 con la posición anatómica (Figura 1). En el plano sagital se analizaron las máximas y mínimas angulaciones (flexión y extensión, respectivamente) de las articulaciones del hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo. Adicionalmente, para el análisis de las extremidades inferiores (i.e.; cadera, rodilla y tobillo) se registraron estas angulaciones en cuatro instantes del ciclo de marcha: 1-contacto, primer contacto del pie adelantado con el suelo; 2-medio apoyo, momento en el que la proyección vertical del CG coincidía con el CM del pie de apoyo; 3-despegue, último contacto del pie retrasado con el suelo; 4-medio vuelo, instante de vuelo de la pierna libre en el que la pierna de apoyo se encuentra en la fase de medio apoyo. En el plano transversal se analizaron los ángulos de rotación anterior y posterior de la pelvis, empleando una modificación de la metodología propuesta por Hanley et al. (2011). Para ello se generaron dos vectores proyectados en este plano, a partir de las coordenadas del CG y de los trocánteres mayores de los fémures derecho e izquierdo, obteniendo el ángulo de estos vectores respecto al eje transversal del tapiz rodante (Figura 1). La rotación anterior se expresó en valores positivos y la rotación posterior en valores negativos. Los registros de 30 s de los hemicuerpos derecho e izquierdo se promediaron para el análisis de las variables cinemáticas angulares de ambos planos (i.e.; sagital y transversal), tomando este valor como representativo de la prueba.

#### *Análisis estadístico*

Los resultados son expresados como media  $\pm$  DS. El software SPSS+ V.17.0 fue utilizado para el análisis estadístico (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). El test de Kolmogorov-Smirnov fue aplicado para asegurar la distribución normal de todas las variables analizadas. La homocedasticidad de todas las variables biomecánicas analizadas fue comprobada mediante el Test de Levene. Un análisis de la varianza (ANOVA) de dos vías fue utilizado para analizar el efecto del nivel de rendimiento y el sexo

en las variables cinemáticas analizadas. La prueba posthoc de Newman-Keuls fue utilizada para establecer diferencias entre las medias. El tamaño del efecto ó “Effect size” (ES) de las diferencias encontradas también fue analizado (Cohen, 1988). La magnitud de las diferencias fue considerada trivial ( $ES < 0.2$ ), pequeña ( $0.2 \leq ES < 0.5$ ), moderada ( $0.5 \leq ES < 0.8$ ), y grande ( $ES \geq 0.8$ ).

#### **Resultados**

La Tabla 2 muestra un efecto del nivel de rendimiento deportivo (Alto Nivel vs. Amateur) en el tiempo de contacto ( $303 \pm 18$  vs.  $290 \pm 13$  ms;  $ES = -0.88$ ), el tiempo de contacto normalizado ( $1.03 \pm 0.05$  vs.  $0.99 \pm 0.04$  s $\cdot$ s $^{-1}$ ;  $ES = -0.93$ ), el tiempo de vuelo ( $12 \pm 9$  vs.  $23 \pm 7$  ms;  $ES = 1.47$ ), la rotación anterior de la pelvis ( $19.4 \pm 2.3$  vs.  $16.3 \pm 4.0^\circ$ ;  $ES = -0.90$ ), la extensión de la cadera ( $-22.1 \pm 2.6$  vs.  $-25.5 \pm 2.7^\circ$ ;  $ES = 1.31$ ) y la flexión de rodilla en el despegue ( $23.4 \pm 3.9$  vs.  $17.5 \pm 3.6^\circ$ ;  $ES = -1.58$ ), la flexión de rodilla en el medio vuelo ( $77.5 \pm 5.6$  vs.  $83.4 \pm 6.6^\circ$ ;  $ES = 1.11$ ), la flexión dorsal de tobillo en el medio vuelo ( $-6.1 \pm 5.2$  vs.  $-2.0 \pm 3.8^\circ$ ;  $ES = 1.01$ ), la máxima flexión del codo ( $98.0 \pm 9.7$  vs.  $112.5 \pm 6.5^\circ$ ;  $ES = 1.77$ ) y la máxima extensión del codo ( $67.3 \pm 10.86$  vs.  $85.1 \pm 10.4^\circ$ ;  $ES = 1.67$ ). No se hallaron diferencias en el resto de variables analizadas.

La Tabla 2 también muestra un efecto del sexo (hombres vs. mujeres) en la frecuencia de paso ( $189.8 \pm 6.0$  vs.  $193.8 \pm 7.4$  ppm;  $ES = 0.60$ ) y la frecuencia de paso normalizada ( $10.6 \pm 0.46$  vs.  $11.1 \pm 0.6$  Hz $\cdot$ s $^{-1}$ ;  $ES = 0.92$ ), así como en la amplitud de paso ( $1.05 \pm 0.04$  vs.  $1.03 \pm 0.04$  m;  $ES = -0.58$ ) y la amplitud de paso normalizada ( $1.20 \pm 0.06$  vs.  $1.24 \pm 0.05$ ;  $ES = 0.61$ ). El tiempo de contacto fue mayor en hombres ( $302 \pm 15$  vs.  $291 \pm 16$  ms;  $ES = -0.75$ ), sin diferencias entre sexos cuando esta variable fue normalizada ( $1.00 \pm 0.05$  vs.  $1.01 \pm 0.04$  s $\cdot$ s $^{-1}$ ;  $ES = -0.27$ ), y el tiempo de vuelo fue mayor en mujeres ( $16 \pm 10$  vs.  $20 \pm 9$  ms;  $ES = 0.63$ ), sin diferencias en la oscilación vertical del CG ( $4.7 \pm 0.5$  vs.  $4.9 \pm 0.7$  cm;  $ES = 0.32$ ). Las mujeres presentaron menor distancia de frenado en términos absolutos ( $-34.0 \pm 2.4$  vs.  $-30.3 \pm 2.1$  cm;  $ES = -1.62$ ) y relativos ( $0.39 \pm 0.03$  vs.

	AMATEUR		ALTO NIVEL		ANOVA (valor F)		
	Hombres (n= 7)	Mujeres (n= 9)	Hombres (n= 6)	Mujeres (n= 6)	Nivel	Sexo	Nivel × Sexo
Frecuencia (ppm)	191±4	194±7	188±8	194±8	0.65	<b>2.48</b>	0.65
Frecuencia Norm. (Hz·s <sup>-1</sup> )	10.7±0.3	11.1±0.6	10.4±0.6	11.1±0.5	0.64	<b>5.91</b>	0.45
T. contacto (ms)	291±6	290±17	313±14	293±16	<b>5.30</b>	<b>3.90</b>	<b>2.69</b>
T. contacto Norm. (s·s <sup>-1</sup> )	0.98±0.02	0.99±0.05	1.04±0.04	1.01±0.04	<b>5.89</b>	0.52	1.65
T. vuelo (ms)	23±5	20±11	6±5	17±9	<b>10.6</b>	<b>2.63</b>	<b>4.52</b>
Amplitud (m)	1.05±0.02	1.03±0.04	1.06±0.05	1.03±0.04	0.26	<b>2.31</b>	0.25
Amplitud Norm.	1.21±0.06	1.23±0.05	1.20±0.06	1.25±0.05	0.16	<b>2.58</b>	0.00
Oscilación CG (cm)	4.8±0.5	5.0±0.7	4.5±0.6	4.7±0.8	1.14	0.66	0.01
D. Frenado (cm)	33.0±2.5	30.4±2.5	34.9±1.9	30.9±1.5	1.17	<b>18.0</b>	1.25
D. Frenado Norm.	0.38±0.02	0.36±0.02	0.39±0.03	0.37±0.01	1.13	<b>8.0</b>	0.25
D. Impulso (cm)	39.7±2.1	40.4±2.6	39.7±2.1	38.9±3.1	0.61	0.0	0.64
D. Impulso Norm.	0.46±0.03	0.48±0.02	0.45±0.03	0.47±0.03	1.30	<b>4.72</b>	0.01
Rot. Ant. Pelvis (°)	16.4±5.1	16.2±3.2	20.3±2.3	18.5±2.0	<b>5.54</b>	0.56	0.33
Rot. Post. Pelvis (°)	-23.3±4.0	-17.7±6.2	-22.2±5.6	-19.7±3.7	0.05	<b>4.33</b>	0.59
Flex. Hombro (°)	18.2±8.9	20.6±6.2	23.2±8.2	22.0±5.1	1.36	0.04	0.41
Ext. Hombro (°)	-61.0±9.0	-62.1±4.9	-64.0±10.1	-60.3±6.2	0.04	0.20	0.68
Flex. Codo (°)	112±6	113±7	101±8	95±11	<b>21.5</b>	0.38	1.20
Ext. Codo (°)	79.9±9.6	89.1±9.6	65.7±12.2	68.9±10.0	<b>19.1</b>	<b>2.50</b>	0.60
Flex. Cadera 1 (°)	19.5±2.6	18.0±1.5	20.1±2.6	18.6±1.9	0.55	<b>3.29</b>	0.00
Ext. Cadera 3 (°)	-24.3±3.2	-26.5±2.1	-20.5±1.8	-23.7±2.7	<b>11.9</b>	<b>8.2</b>	0.26
Flex. Rodilla 1 (°)	2.2±2.8	2.2±2.9	3.0±3.1	3.9±3.5	1.09	0.13	0.11
Flex. Rodilla 2 (°)	-0.3±5.3	-1.2±4.1	-0.8±5.7	1.5±2.0	0.40	0.16	0.88
Flex. Rodilla 3 (°)	18.4±4.1	16.8±3.3	25.0±4.0	21.9±3.4	<b>17.1</b>	<b>2.75</b>	0.28
Flex. Rodilla 4 (°)	78.2±3.1	87.5±5.6	74.6±5.5	80.4±4.3	<b>8.5</b>	<b>16.8</b>	0.95
Flex. Tobillo 1 (°)	-11.2±4.2	-10.1±3.5	-13.6±3.2	-10.2±2.3	0.86	<b>2.96</b>	0.73
Flex. Tobillo 2 (°)	-2.6±3.3	-1.7±2.7	-3.0±4.3	-3.0±1.8	0.49	0.11	0.15
Flex. Tobillo 3 (°)	10.6±3.7	12.3±3.2	8.3±3.4	11.1±4.6	1.61	<b>2.56</b>	0.17
Flex. Tobillo 4 (°)	-4.1±3.1	-0.3±3.6	-9.1±3.8	-3.1±4.8	<b>8.35</b>	<b>11.4</b>	0.58

*T.= Tiempo; CG= Centro de Gravedad; D.= Distancia; Rot.= Rotación; Ant.= Anterior; Post.= Posterior; Flex.= Flexión; Ext.= Extensión; ROM= Rango de Movimiento; 1= Instante de contacto del talón con el suelo; 2= Instante de sostén o medio apoyo; 3= Instante de despegue de la puntera del suelo; 4= Instante de medio vuelo. Resultados del análisis de la varianza (ANOVA, valor F): Nivel= efecto del nivel (Alto nivel vs. amateur); Sexo= efecto del sexo (hombres vs. mujeres); Nivel x sexo: interacción entre el Nivel y el Sexo. En negrita se indica cuándo el análisis post-hoc de la prueba ANOVA (valor F) mostró un nivel estadísticamente significativo (p < 0.05).*

**Tabla 2.** Variables cinemáticas analizadas durante la marcha a 12 km · h<sup>-1</sup>. Diferencias entre nivel (12 Alto Nivel; 16 Amateur) y sexo (13 hombres; 15 mujeres)

0.36±0.01; ES= -1.08), similar distancia de impulsión en términos absolutos (39.8±2.0 vs. 39.8±2.8 cm; ES= 0.00) y mayor distancia de impulsión en términos relativos (0.45±0.03 vs. 0.48±0.03; ES= 0.83) respecto a los hombres. Además, las mujeres presentaron una menor flexión de cadera (19.7±2.5 vs. 18.3±1.6°; ES= -0.69) y flexión dorsal de tobillo (-12.5±3.8 vs. -10.1±3.0°; ES= -0.66) en el primer contacto con el suelo, y una mayor extensión de cadera (-22.1±3.2 vs. -25.4±2.7°; ES= 0.85) y flexión plantar de tobillo (9.5±3.6 vs. 11. -8±3.7°; ES= 0.61) en el momento de despegue, donde mostraron una menor rotación posterior de la pelvis (-19.7±3.7 vs. -17.7±6.2°; ES= -0.71). En la fase de recobro mostraron una mayor flexión de rodilla (76.2±4.8 vs. 84.7±6.1°; ES= 1.57) y una menor flexión dorsal de tobillo (-6.3±4.2° vs. -1.4±4.2°; ES= -1.29). Respecto al movimiento de las extremidades superiores, no se observaron diferencias significativas debidas al sexo.

La Tabla 2 muestra interacciones entre Nivel × Sexo en el tiempo de contacto (ES= 0.62) y el tiempo de vuelo (ES= 0.81), lo que significa que el tiempo de contacto aumentó y el tiempo de vuelo disminuyó más en los hombres que en las mujeres, al comparar Alto nivel vs. Amateur. Esta interacción Nivel × Sexo no se observó al analizar el tiempo de contacto normalizado.

## Discusión

Existen numerosas diferencias cinemáticas entre atletas de nivel amateur y alto nivel, así como entre hombres y mujeres cuando marchan a una velocidad similar (i.e.; con similares requerimientos de rendimiento). Por ejemplo, el tiempo de contacto, rotación anterior de la pelvis y flexión de rodilla en el despegue fueron superiores en atletas de alto nivel y hombres, respecto a atletas amateurs y mujeres, respectivamente. Algunos de estos hallazgos concuerdan con estudios anteriores, mientras que otros no, lo que será objeto de la presente discusión, con el propósito de llegar a unas conclusiones que nos permitan conocer mejor la técnica de esta disciplina deportiva.

Frecuencia y amplitud de paso son las prin-

cipales variables que determinan la velocidad de desplazamiento<sup>9, 10</sup>. Los valores de frecuencia registrados fueron similares entre niveles y mayores en mujeres (Tabla 2), coincidiendo en estas últimas con el rango de ~190-200 ppm que ha sido descrito en estudios previos para las velocidades de competición<sup>3, 4, 7, 11, 17</sup>. En la línea de lo descrito en la literatura específica, la amplitud de paso es más importante que la frecuencia para incrementar la velocidad en esta disciplina<sup>17</sup>. En este sentido, los trabajos previos han obtenido diferencias en la amplitud de paso en función del nivel de rendimiento<sup>3</sup>, posiblemente porque los atletas marchaban a diferentes velocidades. Teniendo en cuenta los resultados del presente trabajo, a la misma velocidad de marcha, no existen diferencias en la frecuencia y amplitud de paso, tal y como han descrito estudios previos sobre la carrera<sup>23</sup>. En relación al sexo, estudios previos ya han indicado que las mujeres marchan a la misma velocidad que los hombres con menos amplitud y mayor frecuencia de paso<sup>10, 17</sup>, en la línea de los resultados obtenidos en el presente estudio. La frecuencia de paso fue también mayor en mujeres cuando se relativizó en función de la longitud de sus extremidades inferiores<sup>25</sup>. Además, al normalizar la amplitud de paso las diferencias aumentan ligeramente (Tabla 2). Ambos hallazgos en conjunto resultan novedosos, y ponen de manifiesto que estas diferencias no se deben únicamente al dimorfismo sexual en la estatura o altura trocantérea (Tabla 1), sino a otros factores de índole físico (e.g.; fuerza muscular).

También en la línea de los resultados de estudios previos, el tiempo de contacto fue mayor a mayor nivel de rendimiento y en los hombres<sup>3, 11</sup>. Relativizado el tiempo de contacto esta diferencia sólo se observó en función del nivel, y no del sexo (Tabla 2). Esto se debió a que las mujeres no presentaron registros muy diferentes en los tiempos de contacto y de vuelo en función de su nivel (como tampoco los presentaron en la frecuencia de paso), observándose una interacción Nivel × Sexo en las variables mencionadas (Tabla 2). Esto confirmaría la hipótesis anterior de que, una vez alcanzadas los 190-200 pasos por minuto, la velocidad de la marcha cambia princi-

palmente modulando la amplitud de paso. La velocidad de marcha utilizada en el presente trabajo (i.e.;  $12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) supuso, respecto a la mejor marca personal en la prueba de 5 km (Tabla 1), una velocidad del 77, 100, 90 y 113% en hombres de Alto Nivel, hombres de Nivel Amateur, mujeres de Alto Nivel y mujeres de Nivel Amateur, respectivamente. A pesar de que el incremento de velocidad fue similar en hombres y mujeres según su nivel de rendimiento (i.e.; 23%), la modulación de la amplitud de paso en hombres pudo ser diferente a la observada en mujeres. De otra parte, tanto en la carrera<sup>21</sup> como en la marcha atlética<sup>11</sup>, un mayor tiempo de contacto se ha asociado con una mejor economía de movimiento, posiblemente por la necesidad de aplicar una menor fuerza media durante el apoyo. El análisis del tiempo de contacto relativo a la longitud de las extremidades inferiores<sup>25</sup> confirma esta hipótesis, siendo diferente en función del nivel de rendimiento deportivo (Tabla 2), sin interacción con el sexo.

No se encontraron diferencias en las distancias de frenado e impulsión entre niveles de rendimiento, al no existir tampoco en la amplitud de paso, en cambio sí se hallaron diferencias entre sexos, presentando las mujeres una menor distancia de frenado, absoluta y relativa, similar distancia de impulsión absoluta y superior distancia de impulsión relativa (Tabla 2). La menor distancia de frenado en mujeres podría ser explicada por la menor flexión de cadera y flexión dorsal de tobillo en el contacto, y la mayor distancia de impulsión por la mayor extensión de cadera, rodilla y tobillo en el despegue, siendo la cadera la articulación clave para aumentar la amplitud de paso<sup>3</sup>. La mayor amplitud y distancia de impulsión relativas por parte de las mujeres se relacionan con el mayor tiempo de vuelo que presentan a la misma velocidad respecto a los hombres<sup>7</sup>, y podría justificarse como una adaptación para poder mantener la longitud de paso, ya que este tiempo se ha demostrado que puede constituir aproximadamente el 10% de la amplitud de paso durante la marcha atlética<sup>13</sup>. Se podría esperar que debido al mayor tiempo de vuelo de las mujeres su oscilación del CG fuera diferente como indican anteriores estudios<sup>7, 10</sup>, sin

embargo, no se encontraron diferencias ni entre niveles ni entre sexos, dándose esta controversia con estudios anteriores por la diferente metodología utilizada, ya que, en los estudios mencionados, los hombres y mujeres marchaban a distinta velocidad. Se puede deducir de los resultados del presente estudio, que las mujeres compensan su desventaja de no poder desplazar horizontalmente el CG durante la fase de apoyo haciéndolo durante la fase de vuelo. Igualmente, no habiéndose encontrado diferencias entre niveles de rendimiento, es posible que el CG oscile más durante el apoyo en los marchadores de más nivel, y más durante la fase de vuelo en los de menos nivel (mayor tiempo de vuelo), cuestión que debería ser investigada en futuros trabajos.

Al igual que en estudios previos<sup>7-10, 17</sup>, la rodilla se mantuvo recta ( $< 5^\circ$  de flexión)<sup>18</sup> en el momento de contacto inicial, llegando a la hiperextensión en el momento de sostén, sin diferencias entre nivel y sexo<sup>7, 20</sup>. Las diferencias principales en esta articulación y en la del tobillo se encontraron en los momentos de despegue y medio vuelo (Tabla 2). Los atletas de más nivel y los hombres presentaron mayor flexión de rodilla y menor flexión plantar de tobillo en el despegue. Este hallazgo podría estar relacionado con los pocos estudios sobre activación muscular y rendimiento en la marcha atlética, que vienen a indicar una mayor participación de la musculatura extensora del tobillo (i.e.; músculos gastrocnemios y sóleo) y flexora de la cadera (i.e.; músculo recto femoral) en la fase final de la impulsión<sup>26, 27</sup>. Futuros trabajos podrían analizar la coordinación de las articulaciones de la cadera y el tobillo en esta fase, por su posible relación con el rendimiento deportivo<sup>3</sup>. Igualmente, estos marchadores presentaron menor flexión de rodilla y flexión plantar de tobillo en la fase de medio vuelo, lo que coincidiría con la hipótesis de que su CG osciló menos durante el vuelo, y con el hecho de que dispusieron de menos tiempo de vuelo. Según la apreciación subjetiva de los entrenadores, la flexión de rodilla y flexión plantar de tobillo durante el medio vuelo son indicadores cualitativos que los jueces utilizan para decidir cuándo la fase de vuelo de los marchadores sobrepasa los límites

del reglamento<sup>4</sup>.

La rotación anterior de la pelvis fue mayor en atletas de alto nivel, mientras que la rotación posterior fue menor en las mujeres (Tabla 2). Se conoce que el movimiento de la pelvis es fundamental para minimizar la oscilación del CG y el tiempo de vuelo<sup>3</sup>, lo cual podría justificar las diferencias entre niveles de rendimiento. La mayor rotación anterior de la pelvis en atletas de más nivel permitiría a estos atletas marchar con tiempos de vuelo más bajos respecto a atletas de menor nivel (Tabla 2, 12 y 23 ms, respectivamente) y, por lo tanto, con menor riesgo de amonestación en competición. Por otro lado, la menor rotación posterior de la pelvis observada en las mujeres coincide con los hallazgos de estudios previos, que indican que una pelvis con mayor anchura y más masa es más difícil de rotar<sup>7, 10</sup>. Esta limitación en la movilidad de la rotación posterior de la pelvis se vería compensada con una mayor extensión de la cadera en el despegue, habiéndose descrito, al comparar varias velocidades, que esta articulación está asociada con la distancia de impulsión<sup>7</sup>, que es mayor en términos relativos en las mujeres respecto a los hombres (Tabla 2). En el presente trabajo se registró sólo el movimiento angular del vector formado por el centro de gravedad y ambos trocánteres mayores del fémur, y no propiamente el de la pelvis, debido al modelo biomecánico simplificado que se utilizó. Futuros trabajos deberían utilizar modelos biomecánicos más complejos que incluyan la pelvis.

En relación a la contribución de las extremidades superiores en la marcha atlética, se conoce que su movimiento ayuda a mantener el equilibrio y reducir la oscilación de CG<sup>7, 10</sup>, además de contrarrestar los movimientos de las extremidades inferiores<sup>9</sup>. Los marchadores de más nivel flexionaron menos sus codos, sin diferencias debidas al sexo (Tabla 2). Lo anterior puede interpretarse como una mayor contribución de las extremidades inferiores a la marcha en atletas de más nivel<sup>7, 10</sup>. Los valores del presente estudio no son comparables cuantitativamente, debido a que se emplean diferentes modelos biomecánicos, pero sí confirman cualitativamente que la extensión de los hombros es aproximadamente tres ve-

ces superior a la flexión<sup>5</sup>, lo que puede interpretarse como un movimiento muy activo de esta articulación hacia atrás, con el objetivo de ayudar a la pierna contralateral (i.e.; principio de acción-reacción) en el gesto de impulsión hacia delante.

Desde nuestro punto de vista, las principales limitaciones de este trabajo han sido dos: a-Al analizar el efecto del nivel de rendimiento en las variables cinemáticas, somos conscientes que los grupos de menor nivel también tienen menor edad (Tabla 1) y, por tanto, posiblemente menos años de práctica deportiva (variable no registrada en el presente trabajo), lo cual debe ser tenido en cuenta en futuros estudios. b-El modelo biomecánico utilizado para el análisis de la marcha fue simplificado (19 marcadores anatómicos), con el doble objetivo de evitar la ocultación de marcadores (i.e.; únicamente se disponía de 8 cámaras para la captura del cuerpo completo) y reducir el tiempo necesario para su colocación en los deportistas (i.e.; muchos de ellos eran de Alto Nivel de Rendimiento), por lo que el análisis cinemático angular no incluye movimientos de rotación interna/externa (plano transversal) y de abducción/aducción (plano frontal) de los segmentos implicados en la marcha, así como tampoco posibilita el análisis de los movimientos de la pelvis propiamente dicha (i.e.; se utiliza un modelo biomecánico de pelvis muy simple). c-La velocidad de marcha utilizada ha sido similar en todos los grupos de marchadores (i.e.; 12 km·h<sup>-1</sup>), independientemente de su nivel de rendimiento o sexo, para homogeneizar los requerimientos de rendimiento. Sin embargo, futuros trabajos podrían utilizar velocidades de marcha relativas (e.g.; al ritmo de competición, a un determinado porcentaje del VO<sub>2max</sub>...), valorando su efecto en las variables normalizadas (i.e.; frecuencia y amplitud de paso normalizadas, tiempo de contacto normalizado, distancias de frenado e impulso normalizadas).

## Conclusiones

A la misma velocidad de marcha, los atletas de mayor nivel están más tiempo en contacto con el suelo y menos tiempo volando res-

pecto a los de menor nivel, lo que podría estar asociado a su mejor economía de marcha, sin diferencias en frecuencia y amplitud de paso, en las distancias de frenado e impulsión ni en la oscilación vertical del CG. Las diferencias observadas en la rotación anterior de la pelvis, y la flexión de rodilla y tobillo en la fase de impulsión deberían ser analizadas con mayor detalle en futuros trabajos, utilizando modelos biomecánicos de captura y técnicas de análisis de los registros más sofisticados. Marchar con los codos más extendidos es un rasgo característico de los atletas de mayor nivel, lo cual debe ser tenido en cuenta en la enseñanza del modelo técnico.

A la misma velocidad de marcha, las mujeres deben suplir su menor amplitud de paso con una mayor frecuencia (disminuyendo el tiempo de apoyo y aumentando el de vuelo), lo que tendría un límite máximo sostenible de ~200 ppm, justificando, a nivel biomecánico, sus menores velocidades y rendimiento en competición. Para mantener la misma velocidad de marcha que los hombres, las mujeres deben acortar su distancia de frenado y aumentar su distancia de impulso durante el apoyo (en términos relativos), e igualmente deben aumentar su tiempo de vuelo (mayor distancia absoluta recorrida en vuelo). Para contrarrestar su menor rotación posterior de la pelvis en el momento de despegue, la extensión de cadera y rodilla debe aumentar de valor en el despegue. La mayor extensión de rodilla en el despegue (implica un mayor tiempo de vuelo), conjuntamente con la mayor flexión de rodilla y flexión dorsal de tobillo en la fase de medio vuelo (similar diferencia observada entre niveles y tenida en cuenta por los jueces), conllevarían un mayor riesgo de descalificación a la misma velocidad de marcha que los hombres.

### Agradecimientos

A los deportistas y entrenadores que participaron en este trabajo y al Centro de Alto Rendimiento de León (CAR León).

### Bibliografía

- 1 **International Association of Athletics Federations (IAAF):** Competition Rules 2018-2019. Monaco; 2014
- 2 **Grazier, P. S., & Mehdizadeh, S.** Reply to Carson and Collins: Comment on: "Challenging Conventional Paradigms in Applied Sports Biomechanics Research". *Sports Medicine*, 2019; 49: 831-832.
- 3 **Cazzola, D., Pavei, G., & Preatoni, E.** Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. *Journal of Sport and Health Science*, 2016; 5: 35-43.
- 4 **Pavei, G., & La Torre, A.** The effects of speed and performance level on race walking kinematics. *Sport Sciences for Health*, 2016; 12: 35-47.
- 5 **Hanley, B., & Bissas, A.** Ground reaction forces of Olympic and World Championship race walkers. *European Journal of Sport Science*, 2016; 16: 50-56.
- 6 **Dona, G., Preatoni, E., Cobelli, C., Rodano, R., & Harrison, A.J.** Application of functional principal component analysis in race walking: an emerging methodology. *Sports Biomechanics*, 2009; 8: 284-301.
- 7 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** Kinematic characteristics of elite men's and women's 20 km race walking and their variation during the race. *Sports Biomechanics*, 2011; 10: 110-124.
- 8 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** Kinematic characteristics of elite men's 50 km race walking. *European Journal of Sport Science*, 2013; 13: 272-279.
- 9 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** Technical characteristics of elite junior men and women race walkers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2014; 54: 700-707.
- 10 **Pavei, G., Cazzola, D., La Torre, A., & Minetti, A. E.** The biomechanics of race walking: literature overview and new insights. *European Journal of Sport Science*, 2014; 14: 661-670.
- 11 **Gómez-Ezeiza, J., Torres-Unda, J., Tam, N., Irazusta, J., Granados, C., & Santos-Concejero, J.** Race walking gait and its influence on race walking economy in world-class race walkers. *Journal of Sports Sciences*, 2018; 36: 2235-2241.
- 12 **De Angelis M, Menchinelli C.** Times of flight, frequency and length of stride in race

- walking. Proceedings of the ISBS Symposium. Milano, Italia. 15-19 Junio, 1992.p.85-88.
- 13 **Hanley, B., Bissas, A., & Drake, A.** The contribution of the flight phase in elite race walking. ISBS-Conference Proceedings Archive. Poitiers, Francia. 29 Junio – 3 Julio, 2015.p.941-944.
  - 14 **Padulo, J., Annino, G., D'Ottavio, S., Vernillo, G., Smith, L., Migliaccio, G. M., & Tihanyi, J.** Footstep analysis at different slopes and speeds in elite race walking. The Journal of Strength and Conditioning Research, 2013; 27: 125-129.
  - 15 **Ogueta-Alday, A., Morante, J. C., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J.** Validation of a new method to measure contact and flight times during treadmill running. Journal of Strength and Conditioning Research, 2013; 27: 1455-1462.
  - 16 **Gutiérrez, M.** (1999). Biomecánica deportiva. Madrid: Síntesis, 1999.
  - 17 **Centeno-Esteban, M. & García-López, J.** Análisis biomecánico de la marcha atlética, diferencias entre género y variables sensibles a la velocidad. Trabajo Fin de Grado. Universidad de León 2018.
  - 18 **Hanley, B., Tucker, C. B., & Bissas, A.** Differences between motion capture and video analysis systems in calculating knee angles in elite-standard race walking. Journal of Sports Sciences, 2018; 36: 1250-1255.
  - 19 **Ogueta-Alday, A., Molleda, F. M., & García-López, J.** Análisis biomecánico de la competición de 3000m obstáculos. Retos. Nuevas tendencias en Educación Física Deporte y Recreación, 2014; 26: 157-162.
  - 20 **Boisán, N. T., Leal, S. D., & García-López, J.** Influencia de la práctica de actividad física en la calidad de vida y la movilidad de hombro de mujeres operadas de cáncer de mama. Fisioterapia, 2010; 32: 200-207.
  - 21 **Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J.** Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2014; 46: 580-585.
  - 22 **Khare, K. K., Tripathi, M. M., Reddy, D. T. O., & Sajwan, A. S.** Relationship of selected biomechanical variables with the performance in race walking. Indian Journal of Movement Education and Exercises Sciences, 2011; 1: 1.
  - 23 **Ogueta-Alday, A., Morante, J.C., Gómez-Molina, J., & García-López, J.** Similarities and differences among half-marathon runners according to their performance level. PLOS ONE, 2018; 13: e191688
  - 24 **Tucker, C. B., & Hanley, B.** Gait variability and symmetry in world-class junior and senior race walkers. Journal of Sports Sciences, 2017; 35: 1739–1744.
  - 25 **Van Oeveren, B. T., de Ruiten, C. J., Beek, P. J., & van Dieën, J. H.** The biomechanics of running and running styles: a synthesis, Sports Biomechanics, 2021; DOI:10.1080/14763141.2021.1873411
  - 26 **Hanley, B., & Bissas, A.** Analysis of lower limb internal kinetics and electromyography in elite race walking. Journal of Sports Sciences, 2013; 31: 1222-1232.
  - 27 **Gomez-Ezeiza, J., Santos-Concejero, J., Torres-Unda, J., Hanley, B., & Tam, N.** Muscle Activation Patterns Correlate With Race Walking Economy in Elite Race Walkers: A Waveform Analysis. International Journal of Sports Physiology and Performance, 2019; 14: 1250-1255.
  - 28 **Milner, C., & Paquette, M. R.** A kinematic method to detect foot contact during running for all foot strike patterns. Journal of Biomechanics, 2015; 48: 3502-3505.

# Evolución de la Biomecánica Deportiva a partir de las tesis doctorales realizadas en España entre los años 1980 y 2019

J. Campos Granell<sup>\*1</sup>, M. Gutiérrez Dávila<sup>2</sup>, J.M. Campos Coll<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Universitat de València

<sup>2</sup> Universidad de Granada

<sup>3</sup> I.E.S. Districte Marítim, València

## Resumen

*El objeto de este estudio es realizar una revisión de las tesis doctorales que se han leído en España en el campo de la Biomecánica Deportiva durante el periodo comprendido entre 1980 y 2019 para conocer la producción científica, los datos de autoría y dirección, y los referentes institucionales que les han dado cobertura académica. La muestra ha quedado compuesta de 233 tesis después de un proceso de selección con el uso de criterios de inclusión/exclusión y términos de búsqueda específicos. Los resultados ponen de manifiesto que la producción de tesis en Biomecánica deportiva ha sido exponencial a lo largo de los periodos analizados. El 90,6% de las tesis se han leído en universidades públicas y el 9,4% en privadas. Tanto en la autoría, como en la dirección de las tesis, existe una presencia mayoritaria de hombres. A pesar de la progresiva y creciente presencia de la mujer como autoras de las tesis, el 69,5% están realizadas por hombres y en el caso de la dirección de las tesis, la presencia de la mujer es incluso, más reducida, con un 81,5% de las tesis dirigidas solo por hombres.*

**Palabras clave:** *revisión documental, bibliometría, investigación, deporte*

## Abstract

*The purpose of this study is to carry out a review of the doctoral theses that have been read in Spain in the field of Sports Biomechanics during the period between the 1980-81 and 2018-19 academic year aimed at knowing the scientific production, the authorship and tutorial data, and the institutional references that give them academic coverage. The sample has been composed of 233 theses, after a selection process with the use of inclusion / exclusion criteria and specific search terms. The results have shown that the production of theses on this subject has been progressive and growing throughout the periods analysed. 90.6% of the thesis have been read in public universities and 9.4% in private ones. Both in the authorship, as in the direction of the theses, there is a majority presence of men. Despite the progressive and growing presence of women as authors of theses, 69.5% are written by men and in the case of thesis tutorial, the presence of women is even more reduced, with a 81.5% of theses directed only by men.*

**Keywords:** *documentary review, bibliometrics, research, sport*

---

Correspondencia:

José Campos Granell

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Valencia

Email: jose.campos@uv.es

## Introducción

Las tesis doctorales representan una herramienta útil para evaluar el estado de la investigación de cualquier área académica. Su elaboración permite alcanzar el máximo grado académico resultando una potente vía para conocer las tendencias y avances que se producen en las diferentes áreas de conocimiento, examinar la evolución científica de cualquier línea de investigación, identificar a sus protagonistas y las referencias con otros agentes intervinientes<sup>1</sup>.

Las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (CAFD) representan unos estudios que han avanzado en sus logros debido a la creación de nuevos centros y facultades en las que se imparten los títulos acreditativos, así como a los resultados y progresos alcanzados en el ámbito de la investigación. El título de Licenciado en Educación Física se instaura en España en el año 1982, con la orden de convalidación del título de Profesor de Educación Física (EF) por la de Licenciado en EF. Sin embargo, antes del Real Decreto 185/1985, por el que se reguló el Tercer Ciclo de los estudios universitarios, ningún licenciado en Educación Física podía acceder a los estudios de doctorado, lo que significa que cualquier tesis que se hubiera leído antes del curso académico 1988/89 no pudo ser realizada con la acreditación de la licenciatura de Educación Física. Hasta el año 1990 se crean 9 Institutos Nacionales de Educación Física (INEF) en España, los cuales se integran progresivamente en la Universidad. La primera Universidad que integró a un INEF fue la Universidad de Granada en el año 1988 y fueron las Universidades de Granada y Barcelona las primeras en ofertar estudios de doctorado en el bienio 86-88. A finales de los 90' había 15 INEFs/FCAFDs en España, y 32 en el curso 2011-12<sup>2</sup>. A fecha del último curso revisado en este estudio en España había 46 Universidades en las que se impartía el Grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte<sup>3</sup>.

Tradicionalmente, la Biomecánica deportiva ha centrado su campo de estudio en el análisis de la técnica deportiva y orientada al apoyo del entrenamiento de los deportistas y

la prevención de lesiones<sup>4</sup>. En su desarrollo, ha evolucionado de forma notable ampliando su campo de acción y en la actualidad, hace referencia a un marco más global en el que participan profesionales procedentes de disciplinas diversas como son los técnicos deportivos, pedagogos, médicos, ingenieros, fisiólogos, fisioterapeutas, etc... con el objeto de dar respuesta a la complejidad de los sistemas que gobiernan el movimiento humano, la salud y la calidad de vida.

En España, el desarrollo de la biomecánica deportiva ha sido tardío en comparación con el proceso seguido en otros países europeos. Sin embargo, en las últimas décadas se ha producido un avance extraordinario gracias a la actividad desarrollada en los laboratorios de los Departamentos de Educación Física y Deporte de los INEFs, de las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, como también de otros Centros y Departamentos en los que, a pesar de no impartir el título de CAFD, han mantenido líneas de investigación y actividad continuada en esta materia. En el ámbito de la docencia, desde los inicios del título de licenciatura en Educación Física, la asignatura de Biomecánica deportiva ha formado parte de los planes de estudio como una materia troncal y optativa<sup>5</sup>.

Como hitos históricos más importantes se podrían citar: 1/ la impartición de la materia en los INEF; 2/ La creación de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales en 1977; 3/ La creación del primer laboratorio de Biomecánica deportiva en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

En el ámbito de la investigación, la Biomecánica deportiva comienza a tener presencia en los años 80 mediante acciones en el desarrollo de sistemas de análisis del movimiento como fue el caso de la tesis doctoral orientada en el Desarrollo de un Sistema Computarizado de Análisis Cinematográfico<sup>6</sup>.

Hay que tener en cuenta también que la definición y estructuración de la investigación en el deporte se fraguó en fases previas a la aprobación del Plan Nacional de Investigación. El trabajo realizado quedó plasmado en el Libro Blanco de la I+D en el Deporte que fue presentado por el Ministro de Industria y

la Ministra de Educación oficialmente en el INEF de Madrid en diciembre de 1998 <sup>7</sup>.

Posteriormente, la investigación en biomecánica deportiva se fue canalizando a través de los Planes Nacionales de Investigación I+D+i <sup>8</sup>. El dinamismo de este campo de investigación entre los proyectos de investigación financiados por la CICYT durante el periodo comprendido entre 1988 y 1994, situó a la Biomecánica Deportiva en el tercer lugar, con un 5,5% del total de la financiación ofertada, por detrás de la de Medicina, que era la mayoritaria con un 69,4%, y de la de Psicología con un 6,7% <sup>9</sup>.

Revisada la literatura, la información disponible sobre el análisis y evolución de las tesis doctorales procede de estudios globales, que han sido realizados en el ámbito de las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte <sup>10</sup>. En dicho estudio se establece que, dentro del Área de las Ciencias Biomédicas, la Biomecánica de las Técnicas Deportivas representa el 9,9% del total de las tesis leídas. También en otros estudios se analizan las tendencias en las tesis doctorales de Educación Física, uno de ellos en el periodo comprendido entre los cursos 1980-81 y 1995-96 <sup>11</sup>, y el otro entre los años 1990 y 2013 <sup>12</sup>. A destacar que, en ambos casos, no se ofrece información sobre la Biomecánica Deportiva.

Con todo, el objetivo del presente estudio está centrado en analizar la evolución de las tesis doctorales realizadas en el campo específico de la Biomecánica deportiva durante el periodo comprendido entre los años 1980 y 2019, esto es, un análisis sincrónico de la producción científica vinculada a tesis doctorales, tanto de carácter cuantitativo, como cualitativo en función de los cursos académicos, sexo de autores y directores de las tesis, número de directores, así como de los referentes institucionales que les dan cobertura, como son las Universidades.

## **Materiales y Métodos**

### *Muestra*

Después de un proceso de búsqueda y selección que se concreta en el apartado del Procedimiento, el estudio se realiza sobre una

muestra de 233 tesis doctorales, leídas en Universidades Españolas, tanto públicas como privadas, durante el periodo comprendido entre los cursos académicos 1980-81 y 2018-19.

### *Procedimiento*

Para la localización de las tesis doctorales se utilizó la base de datos TESEO del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Complementariamente, para confirmar y completar datos que no se ofrecían en la base TESEO, se realizaron búsquedas en DIALNET a partir de los nombres de 23 investigadores que por su número de publicaciones recogidas en Web of Science (WOS), son referentes en España en el campo de la Biomecánica Deportiva. También se realizó un rastreo complementario en las bases de datos de las Universidades y sus Departamentos en las que se leyeron las tesis.

Para el almacenamiento y organización de la información se utilizó el programa EXCEL 2016. Posteriormente, se trasladaron los datos al programa estadístico SPSS V21 para su tabulación, codificación de las variables del estudio y obtención de los resultados.

Para la selección de la muestra se utilizaron dos criterios de inclusión: a) que las tesis hubieran sido leídas entre los cursos académicos 1980-81 y 2018-19 y b), que el tema central de las mismas estuviera vinculado con la Biomecánica Deportiva. Se excluyeron, por tanto, las tesis que se hubieran realizado fuera de este campo para lo que se revisaron, no solo los títulos de las tesis, sino también sus resúmenes.

En la base de datos TESEO se utilizaron los siguientes términos de búsqueda: *Biomecánica; Biomecánica y deporte; Biomecánica y educación física; Biomecánica y actividad física; Ergonomía; Cinemática; Biomecánica de la columna; Biomecánica del pie; Pie diabético; control postural; Electromiografía; Pedobarografía; Plantillas; Isocinético; Análisis Biomecánico; Fotogrametría; Dinámica Inversa; Valoración biomecánica; Calzado; Cinético; Cinética; Marcha; Salto Vertical; Contramovimiento; Biomecánico; Cinemático; plataforma de fuerzas; Tridimensional; Tridimensional y deporte; Rendimiento deportivo; Rendimiento muscular, y Anticipación*. Posteriormente, una vez registradas las tesis que cumplían con los

criterios de selección establecidos, se pasó a eliminar los registros duplicados.

En la figura 1 se presenta un diagrama de flujo que representa el proceso de selección de la muestra final del estudio en sus diferentes fases y la aplicación de los criterios de inclusión/exclusión fijados para realizar la selección de la muestra final que, como puede comprobarse, quedó fijada en un total de 233 tesis doctorales.

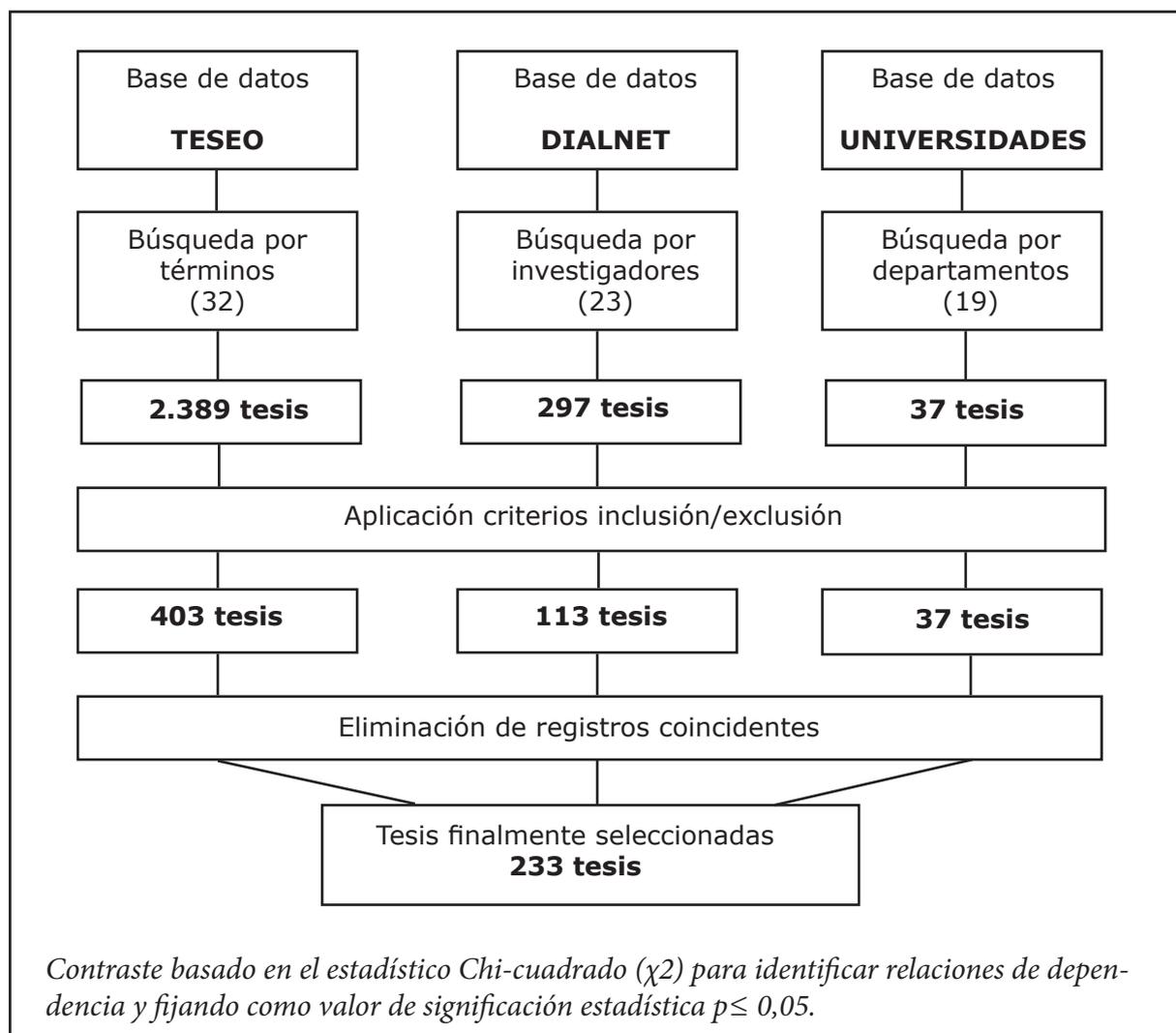
*Variables del estudio y tratamiento estadístico*

En el presente trabajo se presentan datos referidos a las siguientes variables: *Año de lectura, Sexo autor, Sexo directores/as, Número de directores/as, Universidad.*

Para el tratamiento de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS V21, realizando

cálculo de descriptivos (frecuencias y porcentajes), y de tablas de contingencia con análisis de residuos tipificados corregidos de Haberman<sup>13</sup>, con la utilización de un contraste basado en el estadístico Chi-cuadrado ( $\chi^2$ ) para identificar relaciones de dependencia y fijando como valor de significación estadística  $p \leq 0,05$ .

Se realizó una clasificación en base a los periodos en que las tesis fueron leídas en sus respectivas Universidades. Para ello, se fijaron cuatro periodos académicos utilizando criterios vinculados a cuestiones normativas y de ocurrencia de determinados acontecimientos que han marcado la evolución de los centros y de los programas de doctorado en el campo de la Actividad Física y el Deporte en España. Concretamente, se establecieron los siguientes periodos académicos:



**Figura 1.** Diagrama de flujo del proceso seguido para la selección de la muestra del estudio.

- **Periodo de normalización académica.** Comprendido entre los cursos 1980/81 y 1989/90: Se aprueba la Ley Cultura Física y el Deporte de 1980. En 1981, el Real Decreto 790/1981 aprueba una nueva regulación de los INEFs ampliando a 5 años y reconocimiento de la equivalencia a titulaciones universitarias. En el curso 1988-89, se produce la aprobación y aplicación del Tercer Ciclo. Entre los años 1986-89 se ponen en marcha los primeros programas de doctorado desde departamentos externos a los INEFs como fueron los casos de la Universidad Complutense de Madrid, del departamento de Personalidad, Evaluación y Tratamiento Psicológico de la Universidad de Granada y del departamento de Teoría e Historia de la Educación de la Universitat de Barcelona. En suma, un periodo donde existían importantes dificultades legales para leer las tesis doctorales por parte de los Licenciados en Educación Física (EF).

- **Periodo de adaptación al paradigma universitario.** Comprendido entre los cursos 1990/91 y 1999/00: Ya hay doctores procedentes de los primeros programas de doctorado de Licenciados y Titulados en EF/CAFD. Inicio de proyectos de investigación financiados en los Planes Nacionales de Investigación I+D+i. El BOE 17 de noviembre de 1994 publica el Real Decreto de incorporación del título de Licenciado en Educación Física al catálogo de títulos oficiales válidos en todo el estado. Se presenta el Libro Blanco de la I+D en el Deporte. El 15 de octubre de 1998 ese mismo año se constituye la Asociación Española de Ciencias del Deporte.

- **Periodo de consolidación universitaria de los estudios.** Comprendido entre los cursos 2000/01 y 2009/10: Se desarrollan aspectos recogidos en el Libro Blanco de la I+D en el Deporte. Como consecuencia del Proceso de Bolonia para la integración al Espacio Europeo de Educación Superior, se implanta en España el nuevo título de Grado en CAFD. Supone un periodo de integración y reconocimiento académico en el que se produce un significativo desarrollo y crecimiento de la producción científica en las Facultades y Centros en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

- **Periodo de internacionalización.** Comprendido entre los cursos 2010/11 y 2018/19: Se continua la implantación del título de Grado en algunas universidades. Se trata de una etapa de internacionalización de los Centros y Facultades Españolas, así como del reconocimiento del potencial investigador de las Facultades, Departamentos y Grupos de Investigación de todo el Estado, así como su participación en Programas Europeos.

## Resultados

*Producción científica. Las tesis doctorales en Biomecánica Deportiva y su evolución en el tiempo*

En la tabla 1, se presenta la distribución de las tesis leídas en cada uno de los periodos académicos establecidos, comprobándose que existe un incremento lineal en la producción de tesis doctorales a lo largo del tiempo pasando del 4,3% en el primer periodo, a casi la mitad (46,9%)m de las tesis en el último periodo.

Periodos por cursos Académicos	Tesis	
	n	%
Periodo de normalización académica (1980-81 al 89-90)	10	4,3
Periodo de adaptación al paradigma universitario (1990-91 al 99-00)	46	19,7
Periodo de consolidación universitaria de los estudios (2000-01 al 09-10)	68	29,2
Periodo de internacionalización (2010-11 al 18-19)	109	46,8
Total	233	100,0

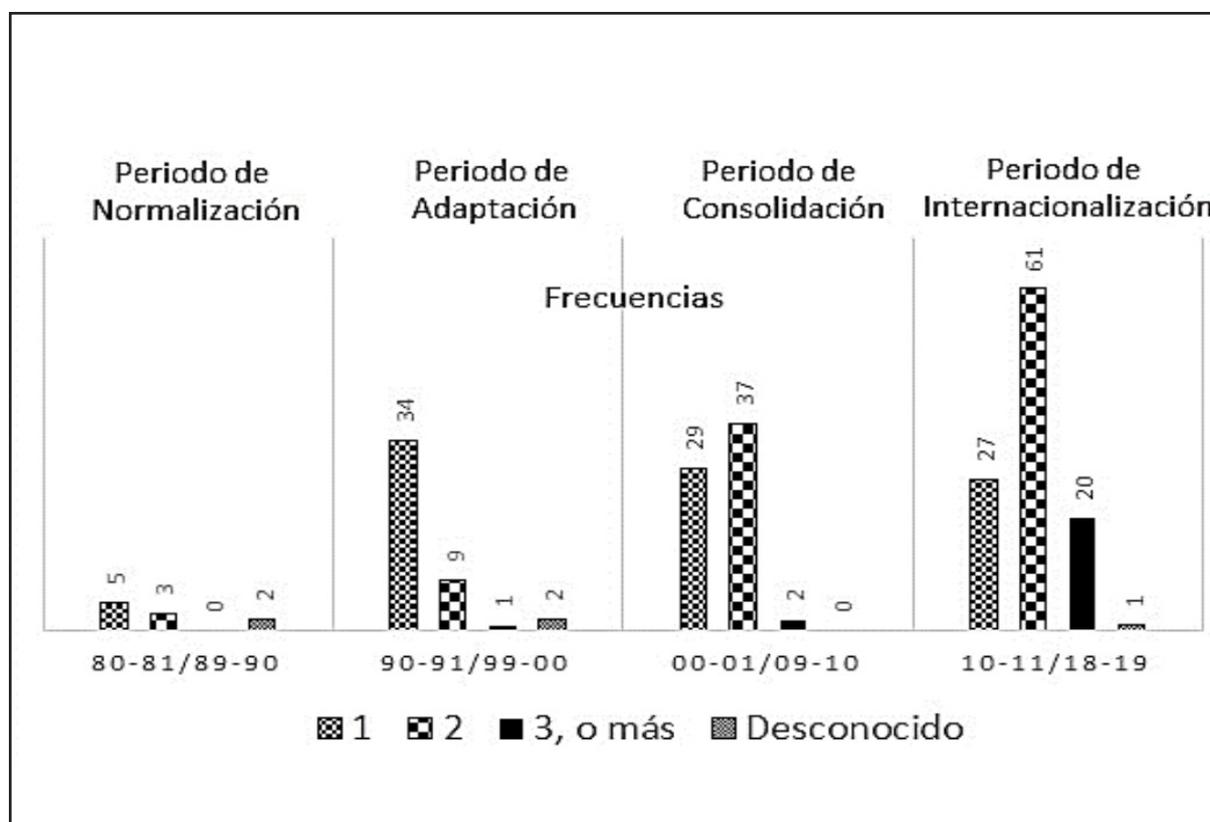
**Tabla 1.** Evolución de las Tesis leídas en Biomecánica deportiva.

*La dirección de las tesis. Número de directores/as*

Otro aspecto de interés está relacionado con la dirección de las tesis, más concretamente, con el número de directores/as existentes y la forma en que evoluciona en el tiempo. Los datos ponen de manifiesto que las tesis dirigidas por una, o dos personas, representan el 89,9% del total, mientras que la opción de tres, o más directores representa el 9,9% del total, esto es, una de cada diez tesis leídas. En la figura 2 se ofrece información de la evolución del número de directores/as a lo largo de los cuatro periodos analizados, constatándose que la opción de un solo director disminuye de forma progresiva en favor de la opción de dos directores. Si tenemos en cuenta los tres últimos periodos, la opción de director único pasa de 34 tesis en el segundo periodo, lo que representa el 74% del mismo, a 27 tesis en el último periodo, lo que representa el 24,8% del mismo. Por el contrario, la opción de tener dos directores/as muestra una evolución creciente al pasar de 9 tesis en el segundo periodo, que representa el 19,5% del mismo, a 61 tesis en el último periodo, que

representa el 56% del mismo y por último, la tercera opción de disponer de tres, o más directores/as de las tesis evoluciona también de forma progresiva alcanzando su máxima representatividad en el último periodo con un total de 20 tesis leídas, representando el 18% del mismo. En suma, la evidencia de una tendencia cada vez más acusada entre el profesorado a compartir la dirección de las tesis con otros especialistas en la materia.

Para el análisis de contingencia entre número de directores y periodos académicos no se ha tenido en cuenta la alternativa de “dato desconocido” para un mejor ajuste en el cálculo. Los resultados vienen a confirmar que existe una asociación significativa entre ambas variables ( $X^2$ : 45,250 y  $p$ : ,000). Los valores de los residuos tipificados corregidos indican que la asociación encontrada está basada en que, con el paso del tiempo, desciende la alternativa de un solo director, a dos, tres, o más directores, creciendo de forma progresiva hasta alcanzar su máxima representación en el cuarto periodo.



**Figura 2.** Evolución del número de directores de las tesis durante los periodos académicos analizados.

*El plano institucional: Universidades*

El siguiente apartado de análisis se centra en el plano institucional, esto es, en los órganos que dan cobertura a las tesis como son las Universidades y los Departamentos Universitarios.

De los datos que se incluyen en la tabla 2 se comprueba que, de las 233 tesis registradas, más del 90% se defendieron en Universidades Públicas, entre las que destacan las Universidades de Valencia, Granada y Politécnica de Madrid con 30, 22 y 17 tesis respectivamente. El resto de tesis se presentaron en Universidades Privadas, entre las que destaca la Universidad Católica de Murcia con 6 tesis leídas.

Los datos recogidos ponen de manifiesto que el número de Universidades en las que se leyeron tesis doctorales en el campo de la Biomecánica Deportiva durante el periodo establecido fue de 42 Universidades (tabla 3) y de ellas 25 ofertan el Grado en CAFD mientras que 17 no lo ofertan.

Por último, y en relación a los Departamentos Universitarios vinculados a las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (CAFD), se ha creído conveniente desagregar la información para conocer cómo se distribuyen las tesis en cada uno de los Departamentos Universitarios existentes en este grupo.

TITULARIDAD UNIVERSIDAD	TESIS	
	N	%
Pública	211	90,6
Privada	22	9,4
Total	233	100,0

**Tabla 2.** Titularidad de las universidades en las que se leyeron las tesis.

OFERTA CAFD	Universidades	
	N	%
Con oferta del Grado en CAFD	25	59,5
Sin oferta del Grado en CAFD	17	40,5
Total	42	100,0

**Tabla 3.** Universidades (públicas y privadas) con y sin oferta del Grado en CAFD.

En la tabla 4 se presentan las tesis leídas en función de los departamentos adscritos a las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, así como la titularidad, público-privada, de sus Universidades de pertenencia, comprobándose que existen un total de 12 denominaciones departamentales diferentes, donde el departamento con mayor número de tesis leídas es el de “Educación Física y Deportiva”, con un total de 30 lo que supone el 59,6% del total. Respecto de la titularidad, señalar que, de los 12 departamentos registrados, 9 de ellos pertenecen a Universidades públicas y 3 a Universidades privadas, lo que representa el 75% y el 25% respectivamente del total.

*El contexto de la igualdad: Sexo de Autores/as y Directores/as de las tesis*

Los resultados indican en sus valores globales, que la mayoría de los autores de las tesis son hombres, concretamente el 69,5%, de manera que durante el periodo analizado, una de cada tres tesis ha sido realizada por una mujer. En todo caso, la evolución en el tiempo revela datos más concretos.

Precisamente, la figura 3 muestra la evolución del sexo de autores a lo largo de los periodos académicos constatándose que la distribución hombre-mujer se mantiene de forma bastante similar para ambos sexos, pasando del segundo a cuarto periodo de 31 a 70 te-

DENOMINACIÓN DEPARTAMENTOS UNIVERSITARIOS EN FACULTADES DE CAFD	Titularidad		
		n	%
Educación Física y Deportiva	Pública	31	59,6
Actividad Física y Ciencias del Deporte	Pública	1	1,9
Ciencias de la Actividad Física y el Deporte	Privada	6	11,5
Ciencias de la Actividad Física	Privada	1	1,9
Deportes	Pública	3	5,9
Educación Física	Pública	2	3,8
Facultad de Ciencias de la A.F. y el Deporte	Pública	2	3,8
Fundamentos de la Motricidad	Privada	1	1,9
Fundamentos del Deporte	Privada	1	1,9
Rendimiento Deportivo	Pública	1	1,9
Salud y Rendimiento Humano	Pública	3	5,9
Total		52	100,0

**Tabla 4.** Relación de tesis leídas en los Departamentos adscritos a las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte.

sis leídas por hombres y de 15 a 39 tesis leídas por mujeres, con un diferencial a favor de los hombres en cada uno de los periodos. Tanto en el segundo como en el cuarto periodo las tesis leídas por mujeres representan el 50% del cada uno de ellos aproximadamente, y en el tercero las tesis leídas por mujeres bajan al 33% del total del periodo.

Para el análisis de contingencia de la asociación entre el sexo de autores y los periodos académicos, los resultados demuestran que, a pesar de las tendencias comentadas, no

existe una asociación estadísticamente significativa entre ambas variables ( $X^2: 6,892$  y  $p: ,075$ ).

Respecto de la dirección de las tesis, también se ha analizado el sexo del profesorado que figuraba en la dirección de la tesis. En sus valores globales, se puede constatar que la gran mayoría de tesis, un 81,5% del total, han sido dirigidas sólo por hombres, el 5,2% han sido dirigidas sólo por mujeres, y que el 11,6% han sido dirigidas de forma compartida por hombres y mujeres.

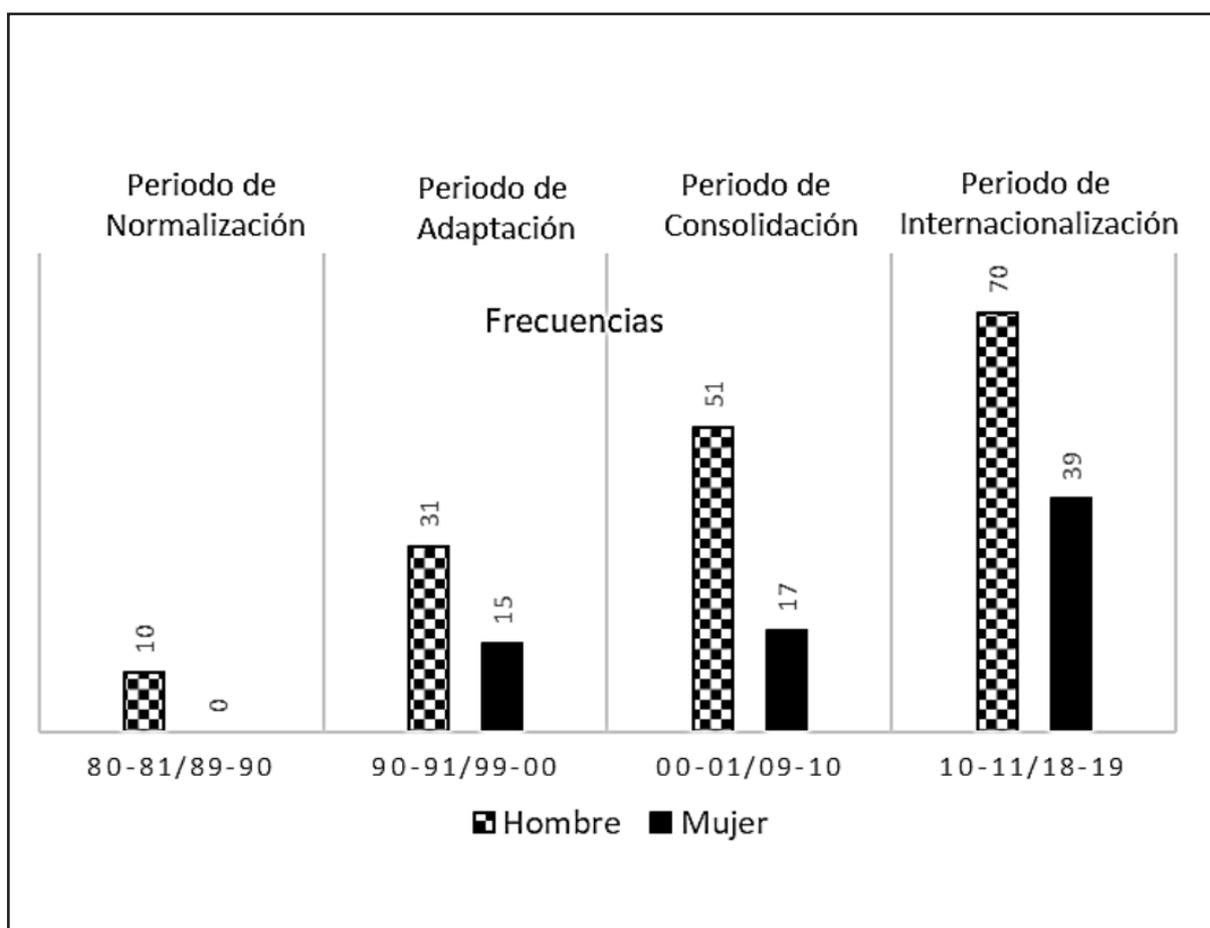
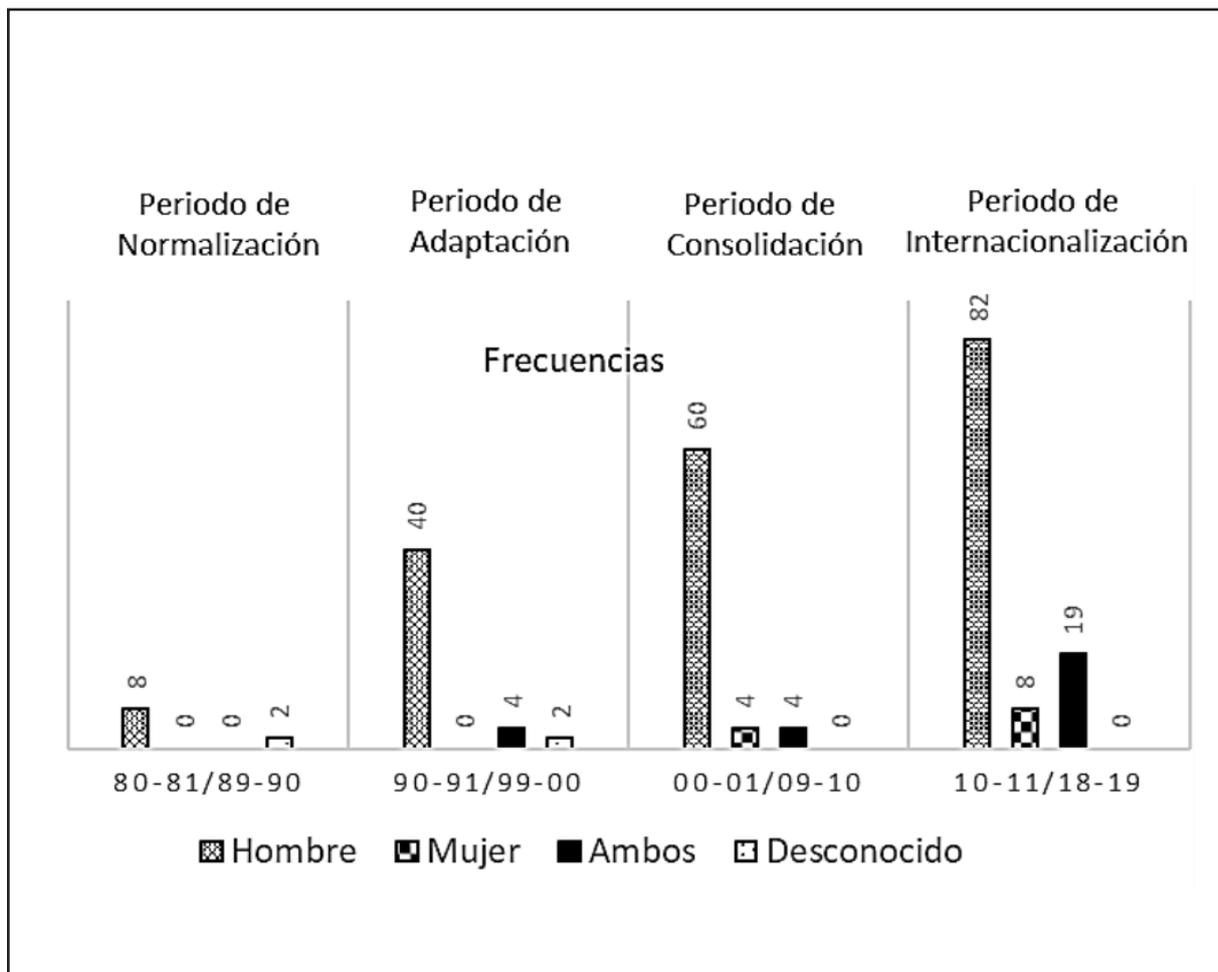


Figura 3. Distribución de las tesis en función del sexo de autores por periodos académicos.

En la figura 4, se presentan los resultados de la evolución del sexo de los directores a lo largo de los cuatro periodos académicos, constatándose que en el periodo comprendido entre los cursos 2010-11 y 2018-19, se produce un cambio de tendencia en la participación de la mujer en la dirección de tesis, al haberse registrado 8 tesis dirigidas solo por mujeres, y 19 tesis de forma compartida entre hombres y mujeres. Si se suman ambas opciones, resultan el 24,8% del total de las tesis leídas en este último periodo, un incremento que se duplica respecto de los periodos anteriores en los que las tesis dirigidas por mujeres oscilan entre el 11% y el 12%.

Para el cálculo del análisis de contingencia entre sexo de directores/as de las tesis y pe-

riodos académicos no se han incluido para el cálculo ni la alternativa de “desconocido”, ni la del primer periodo académico, para que no se dé el caso de aparecer casillas con valores por debajo de 5. De esta manera se posibilita un mejor ajuste del cálculo del coeficiente de contingencia y del Chi Cuadrado. Los resultados vienen a confirmar que existe una asociación significativa entre ambas variables ( $X^2: 9,506$  y  $p: ,05$ ) basada en que, con el paso del tiempo se confirma la progresiva presencia de la mujer en las tareas de dirección de las tesis doctorales, y de manera más marcada en el último periodo comprendido entre los cursos 2010-11 y 2018-19 y que compensa el descenso de las tesis dirigidas sólo por hombres.



**Figura 4.** Distribución de las tesis en función del sexo de directores por periodos académicos.

## Discusión

La revisión realizada sobre las tesis doctorales ha permitido constatar que la Biomecánica Deportiva es un campo con enorme capacidad dinamizadora de la actividad investigadora en las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte y que en su evolución, ha tenido un crecimiento lineal a lo largo del tiempo en el número de tesis leídas y en el que las universidades de titularidad pública han sido las principales protagonistas. Una situación en la que la presencia de la mujer, a pesar de observarse una evolución positiva en el tiempo, está muy por debajo de la de los hombres, tanto en lo que afecta a la autoría de las tesis, como a la dirección de las mismas si se compara con otras disciplinas científicas y que en este último caso, se marca una tendencia progresiva en el tiempo a la co-dirección por parte del profesorado universitario vinculado a la Biomecánica Deportiva.

### *Producción científica*

En primer lugar, hay que decir que 233 tesis leídas en Biomecánica Deportiva en el periodo comprendido entre 1980 y 2019 es una cifra notable si tenemos en cuenta su baja presencia en los planes de estudios de la Licenciatura y posterior Grado, así como el reducido número de investigadores dedicados a este campo de investigación en nuestro país, si se compara con otras disciplinas científicas.

Para poder establecer esta afirmación, basta comparar el número de tesis que se leyeron en el campo general de la Actividad Física y el Deporte en uno de los estudios referenciados realizado entre los años 1981 y 1996<sup>10</sup> con las tesis registradas en el presente estudio en Biomecánica Deportiva durante el mismo periodo. En nuestro estudio, en dicho periodo se leyeron un total de 26 tesis en Biomecánica Deportiva mientras que en el estudio de Delgado et al [10], se registraron 30 tesis leídas en el área de Fisiología del Ejercicio, 23 tesis en el área de Psicología del Deporte, 17 tesis en el área de Enseñanza de la Educación Física, y 9 tesis en el área del Entrenamiento Deportivo.

Revisando los datos globales, el crecimiento del número de tesis doctorales realizadas

en el campo de la Biomecánica Deportiva confirma una evolución positiva y de apoyo a la investigación en el ámbito de las Ciencias del Deporte en España. Una evolución que es lineal y constante a lo largo de los cuatro periodos analizados y que parece lógica en la medida que corre de forma paralela a la creación de nuevos INEFs y Facultades en CAFD en España, así como a la implantación de programas de doctorado específicos en estos Centros. Una evolución en la que se observa un primer crecimiento significativo entre los años 1990 a 2000, impulsada por las tesis procedentes de los Programas de Doctorado específicos que se fueron implantando desde finales de los años 90. De hecho, los tres primeros Programas de Doctorado con contenidos específicos en el campo de las Actividad Física y el Deporte se pusieron en marcha entre los años 1986 y 1989 en las universidades de Barcelona, Complutense de Madrid y Granada.

Con todo, la evolución de crecimiento lineal a que hacemos referencia a lo largo de los periodos analizados no se produce de forma continua si tenemos en cuenta los cursos académicos. En este caso, la evolución se produce en forma de sierra, con subidas y bajadas en el número de tesis leídas por curso académico, especialmente a partir del primer periodo de Adaptación al Paradigma Universitario, hasta llegar, dentro del Periodo de Internacionalización, al curso 2015-16, en el que se alcanza la cifra de 20 tesis por curso, que sigue creciendo en el 2016-17 hasta la 26 tesis y después descendiende en los dos siguientes cursos, 2017-18 y 2018-19, con 13 y 9 tesis leídas en cada uno de ellos.

Para poder comparar en términos absolutos la producción científica en Biomecánica Deportiva con otros campos de investigación y aunque la relación no sea lineal, valga como ejemplo que entre los años 2005 y 2011, de un total de 192 proyectos aprobados y financiados por el Plan Nacional de Investigación, 31 de ellos se realizaron o tuvieron alguna relación con la Biomecánica<sup>8</sup>, lo que supone el 16% del total, un porcentaje nada despreciable en capacidad de captación de recursos en un contexto competitivo que, en sus efectos, algo habrá influido en la realización de tesis

doctorales en este campo de investigación. De hecho, este crecimiento también puede estar influido por la necesidad del profesorado de obtener el título de Doctor para incorporarse a los Centros Universitarios que crecieron en toda España.

#### *Autoría y dirección de las tesis*

Una interesante cuestión de análisis respecto de autores y directores de las tesis es lo que concierne a la igualdad y la situación existente respecto de la presencia de la mujer. Una cuestión que tiene su interés dentro de un campo y área académica como son las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte en la que la representación masculina es mayoritaria en sus diferentes niveles, tanto entre estudiantes, como entre el profesorado.

Para el caso del estudiantado, hay estudios en los que se ha comprobado que existe una fuerte masculinización en el Grado de CAFD<sup>14</sup>. En esa línea, en un trabajo reciente realizado en Cataluña<sup>15</sup>, se comprobó que el porcentaje de mujeres que accedieron a estudios de CAFD en el curso 2014-15 fue de un 17,3%. En datos más recientes del Ministerio de Educación y Formación Profesional también se ha constatado que el número de mujeres que acceden a los estudios en CAFD en España en el curso 2018-19 fue de 1.121 sobre 5.298, lo que significa un 21%, y un ligero incremento respecto de periodos anteriores [16]. En todo caso, este desequilibrio es una cuestión compleja, que probablemente se justifique por cuestiones estructurales y que, en su conjunto, requiera de un análisis más profundo. De hecho, esta distribución hombres/mujeres en el Grado en CAFD es totalmente opuesta a la observada en titulaciones como Enfermería ó Trabajo Social, obedeciendo, fundamentalmente, a cuestiones sociológicas. De hecho, en la encuesta de hábitos deportivos de 2010<sup>17</sup>, se ponía ya de manifiesto la existencia de una menor práctica deportiva por parte de las mujeres cifrada en unos 18 puntos de diferencia respecto de los hombres.

En el presente estudio, aunque sea en menor grado, se ha constatado que se mantiene también el desequilibrio entre sexos en las autorías de las tesis. Concretamente, los da-

tos demuestran que las mujeres autoras de tesis representan el 30,5% del total. Un nivel de representación que afortunadamente se ha ido incrementando de forma progresiva a lo largo de los periodos analizados hasta llegar al periodo de Internacionalización, en el que se registra el mayor número de tesis leídas por mujeres, llegando hasta el 35,8% del total. Estos datos son coincidentes con el estudio en el que, a pesar de que refiere al ámbito general de las CAFD y no a la Biomecánica Deportiva, en Cataluña, en el periodo establecido en este estudio comprendido entre los años 1989 y 2014, el porcentaje de mujeres autoras de tesis doctorales fue del 33,5% del total, siendo el periodo comprendido entre 2005 y 2014 en el que se registró la mayor participación de mujeres con tesis leídas, llegando al 44% del total<sup>18</sup>, confirmándose una progresiva incorporación de la mujer al acceso al mayor grado académico.

Respecto de las direcciones de las tesis, los datos también vienen a confirmar esta tendencia, aunque con un mayor nivel de desequilibrio en favor de los hombres. La presencia de la mujer bien como directora, o como co-directora de las tesis representa sólo un 16,8% del total. Un grado de representación relativamente bajo que, por otro lado, está en línea con el de la presencia de la mujer entre el profesorado de CAFD. En una búsqueda realizada por los autores de este trabajo sobre las plantillas docentes en las webs institucionales de las Facultades de las Universidades Politécnica de Madrid, Granada, Valencia y Coruña, se ha podido constatar que la presencia de la mujer entre el profesorado oscila entre el 24% y 31% del total. En todo caso, habría que tener en cuenta que el porcentaje real de mujeres en las plantillas docentes pueda ser menor debido a que muchas de ellas ocupan plazas de carácter temporal para las que no se requiere el título de doctor.

Otro aspecto que se ha incorporado al análisis de los resultados ha sido el número de profesores que actúan como directores/as de las tesis. Los datos muestran que, durante el primer periodo todas las tesis tenían un director sin participación de la mujer en estas tareas de dirección y que a partir del segun-

do periodo la situación evoluciona de forma progresiva con la tendencia de una dirección compartida con otros especialistas en la materia, que pueden, o no, pertenecer a la misma Universidad y/o Departamento.

Con todo, la mayor representación se obtiene para tesis dirigidas por 1, ó 2 directores/as, con una representación del 42,6% y 47,3% respectivamente. La alternativa de tesis dirigidas por tres, o más directores/as, va creciendo de forma progresiva hasta llegar al 18,3% del total en el último periodo comprendido entre 2010 y 2019, aunque en algunas Universidades esta posibilidad sólo es una excepción que debe ser justificada. En suma, una tendencia progresiva a compartir la dirección de las tesis que podría deberse a dos causas: a) la necesidad de disponer de una dirección que permita abordar temáticas complejas cuyas exigencias requerirían de la participación de varias miradas expertas y b) a una necesidad práctica y justificada en la posibilidad de aprovechar la dirección de las tesis para mejorar sus currículums personales de cara a la promoción académica y laboral en el ámbito universitario. Considerando que la mayoría de los codirectores pertenecen a las mismas áreas de conocimiento y/o Departamento, esta segunda opción parece la más probable.

#### *Vertiente institucional: Las Universidades*

En la vertiente Institucional, queda constatado el protagonismo del sector público en la medida que nueve de cada diez tesis doctorales han sido realizadas en Universidades públicas. En España existen 83 Universidades de las que 50 son públicas y 33 privadas<sup>19</sup>. El hecho de haber encontrado un total de 42 Universidades en las que se hayan leído tesis doctorales en el campo de la Biomecánica Deportiva durante el periodo estudiado, demuestra el alcance de este campo en la promoción de tesis doctorales al haber sido defendidas en más del 50% de las Universidades españolas, sumando el sector público y el privado.

Actualmente, en España hay 46 Universidades en las que se imparte el Grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. De ellas, 28 son públicas y 18 privadas<sup>3</sup>. Sin embargo, de las 42 Universidades registradas en este es-

tudio, no todas imparten en título de Grado en CAFD. Concretamente, sólo hay 25 que lo imparten (19 públicas y 6 privadas), lo que representa el 59,5% del total. Una situación que viene a demostrar que el hecho de no impartir el título de Grado en CAFD no es obstáculo para que en las Universidades se realice investigación en el campo de la Biomecánica Deportiva. Este es el caso de Departamentos más vinculados a los ámbitos Sanitario y de las Ingenierías que han ayudado a ampliar el campo de acción promoviendo la investigación orientada en la Ergonomía, la Salud, La Biomecánica Ocupacional, y la Instrumentación.

Una cuestión de interés es la manera en que ha evolucionado el contexto para la realización de las tesis doctorales, no sólo en Biomecánica Deportiva, sino en el campo genérico de las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Una evolución que se inicia gracias a la creación de Programas ofertados desde Centros y Departamentos que no eran del ámbito específico de las Ciencias del Deporte, pero que utilizaron unas denominaciones y contenidos propios de este campo específico y motivaron a los licenciados en Educación Física a iniciar su camino investigador y de acceso al máximo grado académico. De ahí que los títulos de doctorado de los primeros licenciados en Educación Física lo fueran en campos ajenos como Doctor en Psicología, en Filosofía y Ciencias de la Educación, o en Medicina, entre otros. Una situación que implicó a la mayoría del profesorado de los INEFs que, a finales de los años ochenta y principio de los noventa del siglo pasado, iniciaron su formación de acceso al grado de Doctor.

Respecto de la presencia de Departamentos Universitarios en el campo específico de las Ciencias del Deporte, cabe destacar la posición del Departamento de Educación Física y Deportiva como el que lidera la realización de tesis doctorales en Biomecánica Deportiva. Esto es importante porque sitúa a este Departamento, propio de las Universidades públicas y de los centros que ofertan el Grado en Ciencias de la A.F. y del Deporte, como el mayor impulsor de actividad investigadora. De hecho, en ellos se integran los investigadores que lideran actualmente la investigación

en Biomecánica Deportiva, tanto en la asunción de tareas de dirección de las tesis, como de investigadores principales en proyectos de investigación competitivos.

Finalmente, queremos señalar que en la realización del trabajo, hemos encontrado algunas dificultades que han podido limitar el alcance del estudio como es el caso de las omisiones que se producen en los registros de las tesis en la base de datos TESEO, especialmente en los registros del primer periodod, así como las limitaciones con las que se ofrecen los datos en las webs institucionales de las Facultades y Departamentos Universitarios. Con todo, los efectos que estas limitaciones hayan podido tener en la obtención de los datos han sido muy reducidos.

## Conclusión

La Biomecánica Deportiva se muestra como una perspectiva científica que ha sido prolífica en la promoción de tesis doctorales y que ha tenido un crecimiento constante y progresivo desde el año 1983 hasta la actualidad. Esta evolución ha corrido paralela a la creación y posterior integración de la Facultades de CAFD en la Universidad, que en la fase previa a dicha integración tuvo su soporte en la actividad desarrollada por Programas de Doctorado creados a iniciativa de Departamentos y Áreas de Conocimiento ajenos al campo específico de la Actividad Física y el Deporte. De ahí la gran diversidad encontrada en las denominaciones de los Programas de Doctorado y en los Departamentos a los que se adscriben las tesis que, en todo caso, pertenecen de forma mayoritaria a Universidades de titularidad pública.

La constatación de que la investigación en el campo de la Biomecánica Deportiva en España está liderada por hombres de forma mayoritaria confirma un alineamiento con indicadores que van en la misma dirección en el contexto de los estudios de Educación Física y Ciencias del Deporte demostrándose que, a pesar de los años transcurridos desde la creación del INEF de Madrid en 1967, la reducida presencia de la mujer ha sido una constante que se ha mantenido a lo largo del tiempo con

valores similares. La solución de este problema para el alcance de mayores cotas de igualdad es compleja porque obedece a cuestiones estructurales y de motivación de la mujer para acercarse a estos estudios que requerirían repensar la propia configuración del área de conocimiento, incorporando valores propios de la cultura femenina, tal y como plantean Rietti y Maffia [20].

Con todo, y reconociendo que la producción de tesis doctorales ha colaborado de forma positiva al desarrollo y avance de la investigación en las Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, el futuro dependerá de la capacidad de implantar medidas que permitan superar algunos problemas de carácter estructural como son la dificultad que tienen las áreas de conocimiento específicas en las CAFD para acceder y liderar proyectos en los Planes Nacionales de I+D+i, su grado de subsidiariedad respecto de otras áreas de conocimiento, y la recurrente orientación de nuestra investigación en el terreno aplicado y/o en el de los servicios al deporte de alto rendimiento.

En línea de continuidad con el presente trabajo cabría la necesidad de realizar un análisis en profundidad de las temáticas y contenidos de las tesis para acabar de entender mejor la evolución de la investigación en el campo de la Biomecánica Deportiva.

## Bibliografía

- 1 **Repiso, R., Torres, D., Delgado, E.** Análisis bibliométrico y de redes sociales en tesis doctorales españolas sobre televisión (1976/2007).Comunicar, 2011; 19(37): 151-159.
- 2 **Gambau, V.** (2014) Análisis de las salidas profesionales en los planes de estudio de Grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte en las universidades españolas. Revista Española de Educación Física y Deportes, 405: 31-52.
- 3 **COLEF.** Formación universitaria en ciencias de la actividad física y el deporte. 2021, Recuperado de <https://www.consejo-colef.es/formacion-universitaria>
- 4 **Glazier, P., Mehdizadeh, S.** Challenging Conventional Paradigms in Applied Sports Biomechanics Research. Sports Medicine,

- 2018; 49:171-176
- 5 **López Fernández, I., Almendral, P.** Contenido de los planes de estudio de la licenciatura en Ciencias de la actividad Física y del Deporte en España. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 2001; 65:72-85
  - 6 **Gutiérrez Dávila, M.** Desarrollo de un sistema computerizado de análisis cinematográfico y su sincronización con los registros directos para el análisis del movimiento. [Tesis doctoral]. Universidad de Granada, 1989
  - 7 **Vera, P., Hernández, J.L.** (coord.) (1998). Libro Blanco I+D en el Deporte. Ministerio de Educación y Cultura, Ministerio de Industria y Energía, CSD, 1998, Madrid
  - 8 **Ferro, A.** Tendencia en I+D+I en Biomecánica aplicada al deporte. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte*. 2012; 8 (30):274-275. doi:10.5232/ricyde2012.030
  - 9 **Pastor Pradillo, J.L.** La investigación en las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Perspectiva histórica. *Ágora para la educación física y el deporte*, 2003; 2-3: 39-50.
  - 10 **Delgado, M.A., Medina, J.** Investigación sobre las ciencias de la actividad física y el deporte en la universidad española. 1981-1996. *Motricidad*, 1997;3:131-150
  - 11 **Ponce de León Elizondo, A., Gargallo, E., Loza, E.** Anàlisi de les tendències a les tesis doctorals d'educació física. Cursos 1980-81 a 1995-96. *Apunts*. 1998; 52: 104-108
  - 12 **García García, J. M.** Evolución de las tesis doctorales en Educación Física y Deportes en España (1990-2013). *Apunts. Educación Física y Deportes*, 2016; 125: 21-34. [https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2016/3\).125.02](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2016/3).125.02)
  - 13 **Haberman, S. J.** The analysis of residuals in cross-classified tables. *Biometrics*, 1973; 205-220.
  - 14 **Garay, B., Elcoroaristizabal, E., Vizcarra, M.T., Prat, M., Serra, P., Soler, S.** ¿Existe sesgo de género en los estudios de ciencias de la actividad física y el deporte?. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deportes y Recreación*, 2018; 34:150-154
  - 15 **Serra, P., Soler, S., Vilanova, A., Hinojosa-Alcalde, I.** Masculinización en estudios de las ciencias de la actividad física y el deporte. *Apunts*, 2019; 135 (1): 9-25
  - 16 **Ministerio de Educación y Formación Profesional.** Número de estudiantes de nuevo ingreso por tipo de universidad, grupo de edad, sexo y ámbito de estudio en Grado. 2019. De: <http://estadisticas.mecd.gob.es/EducaJaxiPx/Tabla.htm?path=/Universitaria/Alumnado/1GradoCiclo/NuevoIngreso//l0/&file=GradoNuevoIngresoAmbitoTipoUni.px&type=pcaxis&L=0>
  - 17 **García Ferrando, M., Llopis, R.** Ideal democrático y bienestar personal. Encuesta de hábitos deportivos en España 2010. C.I.S. Madrid, 2011
  - 18 **Ortega, E., Valdivia-Moral, P., Olmedilla, A., Martínez, M. T., Villarejo, D.** Estudio bibliométrico del papel de la mujer en las tesis doctorales de ciencias del deporte. *Journal of Sport and Health Research*, 2015; 7(2): 139-148.
  - 19 **Ministerio Universidades.** Datos y cifras del Sistema Universitario Español. Publicación 2019-20. Secretaría General de Universidades, 2020, Madrid
  - 20 **Riatti, S., Maffía, D.** Género, ciencia y ciudadanía. *Arbor*, 2005; 181 (716): 539-544

# Predicción de las fuerzas musculares de miembro superior durante los movimientos de flexión - extensión y pronación - supinación a partir de un modelo biomecánico desarrollado en la plataforma Opensim

N. Uribe Acosta\*<sup>1</sup>, C. Díaz León<sup>2</sup>, E. Zapata Torres<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Universidad EIA, Colombia

<sup>2</sup> Universidad EAFIT, Colombia

<sup>3</sup> Universidad de Lyon, Francia

## Resumen

Con el fin de predecir las fuerzas musculares del miembro superior durante cuatro movimientos (flexión – extensión, pronación – supinación), se desarrolla un modelo cinemático y dinámico en una plataforma de libre acceso (Opensim Biomechanics) que permite movimientos de la articulación del hombro, codo y muñeca. El modelo permite hallar las fuerzas de los principales actuadores musculares durante una trayectoria dada. Un modelo principal (genérico) fue escalado para generar una muestra de 35 sujetos. 30 sujetos se obtuvieron por el denominado escalado manual, basado en factores antropométricos y disponible directamente desde Opensim. Cinco sujetos más se obtuvieron por el denominado escalado por marcadores, basado en trayectorias de análisis de movimiento obtenidas a partir de laboratorio de análisis de movimiento y exportadas a Opensim. Haciendo uso de las diferentes herramientas de análisis presentes en la plataforma Opensim y de diversos scripts creados en paralelo, ha sido posible generar modelos de los mencionados movimientos para estimar los rangos de fuerzas de los principales actuadores musculares. Se encontró que las fuerzas musculares durante la flexión y extensión variaron entre 400N y 1000N, para los movimientos de pronación y supinación las fuerzas musculares variaron entre 200N y 400N.

**Palabras clave:** Opensim, biomecánica, fuerza muscular, antropometría, miembro superior

## Abstract

In order to predict the muscular forces of the upper limb for four movements (flexion - extension, pronation - supination), a kinematic and dynamic model is developed on an open access platform (OpenSim Biomechanics) that allows movements of the shoulder joint, elbow and wrist. The model allows to find the forces of the main muscular actuators during a given trajectory. A main (generic) model was scaled to generate a sample of 35 subjects. 30 subjects were obtained by the so-called scaled manual, based on anthropometric factors and available directly from Opensim. Five more subjects obtained the result by exploration, based on trajectories of movement analysis from movement analysis laboratory and exported to OpenSim. Making use of the analysis tools in the OpenSim platform and of several scripts created in parallel, it has been possible to generate models of them to estimate the ranges of the forces of the main muscular actuators. It was found that the muscular forces during flexion and extension between 400N and 1000N, for the movements of pronation and supination the muscular forces varied between 200N and 400N.

**Keywords:** Opensim, Biomechanics, muscular strength, anthropometry, upper limb

---

Correspondencia:

Edison Zapata Torres

Universidad de Lyon, Francia

E-mail: edison.zapata.torres@gmail.com

## Introducción

El sistema músculo esquelético puede ser visto como una colección de componentes interconectados que generan una respuesta determinada a un estímulo interno o una perturbación externa. La cinemática del sistema músculo esquelético es compleja y por tanto se hace útil analizarlo a través de modelos computacionales capaces de generar simulaciones, que estimen el valor de ciertas variables para un instante de tiempo dado. Como cualquier otro modelo, los modelos cinemáticos de sistema músculo esquelético requieren variables de entradas que, cuando próximos a la realidad, generaran un conjunto de datos de salida predictores de un determinado comportamiento<sup>1</sup>.

Para la modelación y simulación del cuerpo humano existen diferentes herramientas tales como Opensim Biomechanics, SIMM, AnyBody, LifeMod, etc. Todas ellas incluyen algoritmos que permiten la representación, modificación y simulación de sistemas músculo esqueléticos.

OpenSim biomechanics<sup>2</sup> es una plataforma de gran alcance y de libre acceso para el modelado y simulación del movimiento humano, desarrollada por investigadores de la universidad de Stanford, California. Las simulaciones dinámicas de movimiento permiten estudiar la coordinación neuromuscular, analizar el rendimiento deportivo y estimar la carga interna del sistema músculo esquelético. La plataforma opensim está desarrollada bajo un sistema de libre disposición y ofrece un código abierto que permite a los usuarios desarrollar modelos de estructuras músculo esqueléticas y crear simulaciones dinámicas con una amplia variedad de movimientos.

La plataforma Opensim Biomechanics permite realizar análisis cinemáticos y dinámicos que ayudan a conocer mejor el comportamiento del cuerpo humano cuando éste está en movimiento. Un modelo de Opensim representa la dinámica de un sistema de cuerpos rígidos y articulaciones que son actuadas por fuerzas para producir movimiento. Un archivo de Opensim está construido por componentes que corresponden a partes del sistema físico,

estas son: cuerpos, articulaciones, restricciones, geometría de contacto y controladores<sup>2</sup>.

En Opensim, la parte esquelética de un modelo está representada por cuerpos rígidos interconectados por articulaciones. Las articulaciones definen cómo un cuerpo puede moverse con respecto a su cuerpo parental. En esta herramienta todos los cuerpos tienen un padre y están conectados a su padre a través de una articulación, también es posible aplicar restricciones para limitar el movimiento de algún cuerpo. Los músculos se modelan como elementos de fuerza especializados que actúan conectados a cuerpos rígidos. La fuerza de un músculo es típicamente dependiente de la trayectoria. Un modelo de Opensim es descrito por un archivo que utiliza la estructura de código XML para organizar su contenido, este puede ser modificado bajo el propósito de diferentes desarrollos de modelos<sup>2</sup>.

El músculo consta de un componente activo contráctil y de un componente pasivo no contráctil. El primero consiste en un sistema de fibras entrelazadas cuyo propósito se basa en movilizar unas en relación con las otras y producir una contracción global. El segundo comprende una serie de diferentes tipos de tejido conectivo como los tendones y ligamentos alrededor de las fibras musculares. Éstos proporcionan un marco de referencia estructural para los músculos y una red de conexiones entre las partes del sistema musculoesquelético, que estabilizan y transmiten fuerzas por todo el cuerpo. Funcionalmente, tienen un papel importante en la absorción y liberación de energía elástica para mejorar la eficacia de la acción muscular<sup>3</sup>. En ocasiones es importante conocer con exactitud cuál es el valor de la fuerza que proporciona cada músculo al realizar un movimiento específico. Este trabajo propone generar un modelo predictivo de los valores referentes de fuerza de la mayoría de músculos del miembro superior involucrados en los movimientos de flexión – extensión y pronación – supinación. El estudio se realiza en 35 sujetos con diferentes medidas antropométricas y será útil en estudios comparativos posteriores, por ejemplo, en la medida de la influencia de implantes óseos sobre los cambios de las fuerzas musculares.

## Materiales y métodos

El primer paso fue obtener los huesos que se usarán en el modelo. Unos de ellos se recuperaron desde la biblioteca de datos de la plataforma de Opensim y otros fueron adquiridos a partir de TAC (Tomografía Axial Computarizada) de sujetos voluntarios. Para los TAC fue necesario realizar la segmentación de los huesos usando el software SimpleWare ScanIP<sup>4</sup>, esto con el fin de tener los huesos que serán usados en formato stl (stereolithography). La tabla 1, presenta un recuento de dichas adquisiciones. Los sujetos voluntarios firmaron un consentimiento informado donde se les explicó los riesgos y objetivos del estudio, el proyecto además fue avalado por el comité de ética de la Universidad EIA (Medellín, Colombia).

El modelo de este estudio se ha creado a partir de dos modelos ya existentes:

- *Arm26.osim*: es un modelo del miembro superior derecho el cual posee dos grados de libertad y 6 músculos. Este modelo proporciona movimientos para la articulación del

hombro y para la articulación del codo. Para el hombro: flexión – extensión, rotación externa e interna, aducción y abducción; Para el codo: flexión – extensión<sup>5</sup>.

- *Wrist.osim*: es un modelo que simula principalmente la muñeca derecha, posee 10 grados de libertad y 23 músculos. Este modelo proporciona los movimientos de pronación y supinación<sup>6</sup>.

Ambos modelos son libres y presentados como ejemplo por el software Opensim. Los archivos XLM y OSIM de estos modelos fueron usados para generar el modelo de estudio.

La cinemática de los modelos de Opensim sigue un esquema en forma de árbol en el que los huesos se relacionan entre sí como “parent – child (padre – hijo)”. Esto quiere decir que cada cuerpo que sea “child” se moverá relativamente al cuerpo “parent”. El suelo (ground) será definido como la referencia global a partir del cual se definirán el resto de cuerpos<sup>7</sup>. Para entender mejor esto, se adjunta a continuación la figura 1, que muestra cual es la jerarquía del modelo desarrollado.

Segmento	Geometría asociada
Tronco	Columna completa, mandíbula, cráneo, espina, torso (proporcionado por Opensim)
Pelvis	Pelvis (proporcionado por Opensim)
Brazo	Húmero (a partir de TAC)
Antebrazo	Cúbito, radio (a partir de TAC)
Mano	Mano derecha (proporcionado por Opensim)
Muslo	Fémur derecho e izquierdo (proporcionado por Opensim)
Pierna	Tibia derecha e izquierda, fibula derecha e izquierda (proporcionado por Opensim)
Pie	Pie derecho e izquierdo (proporcionado por Opensim)

**Tabla 1.** Segmentos y geometrías para la formación del modelo biomecánico.

La figura 1, explica la relación parent child llevada a cabo para la generación del modelo. Allí puede observarse el ground y sus componentes en color gris, el parent y sus componentes en color verde y el child y sus componentes en color azul. Según lo explicado anteriormente el húmero que es el padre del cúbito - radio - mano hará que estos componentes se muevan en relación a él, además el cúbito es padre del radio este último componente se moverá entonces en relación al cúbito, por último, el radio es el padre de la mano la cual se moverá en relación al radio. Los componentes referentes al ground son la referencia global.

En esta instancia se hace necesario explicar a grosso modo los componentes del archivo OSIM del modelo desarrollado. Cabe aclarar que un modelo de Opensim representa la dinámica de un sistema de cuerpo rígidos y articulaciones que son actuados por fuerzas para producir movimiento, el archivo del modelo Opensim está elaborado por componentes que corresponden a partes del sistema físico, estas partes son: cuerpos, articulaciones, fuerzas, marcadores, geometría de contacto y controladores<sup>8</sup>. Todos los parámetros y los diferentes objetos STL se añaden al modelo a través de un archivo .OSIM, este archivo contiene el código en formato XML del que Opensim extrae toda la información del modelo.

Los modelos de OpenSim poseen diversas herramientas que incluyen la cinemática inversa, la cual da explicación de las coordenadas internas de las posiciones de los marcadores espaciales correspondientes a los puntos de referencia conocidos en los segmentos rígidos, se usa para calcular los ángulos de las articulaciones. La dinámica inversa que ayuda a determinar el conjunto de fuerzas generalizadas, necesarias para hacer coincidir las aceleraciones estimadas. La optimización estática para descomponer fuerzas generalizadas netas entre actuadores y la dinámica de avance para generar trayectorias de estados mediante la integración de las ecuaciones dinámicas del sistema en respuesta a controles de entrada y fuerzas externas. La plataforma proporciona además herramientas especializadas que ayudan a generar simulaciones específicas de cada paciente analizado, estas incluyen el escalado del modelo genérico con el fin de hacer coincidirlo con las mediciones específicas de otro sujeto<sup>9</sup>.

Los primeros componentes del código XML del modelo desarrollado son los cuerpos (body), primero se escriben los cuerpos que hacen referencia al ground, seguidos de los cuerpos referentes al parent y child. En la sección <body set> se definen todos los grupos de cuerpos con todas las propiedades y objetos visibles.

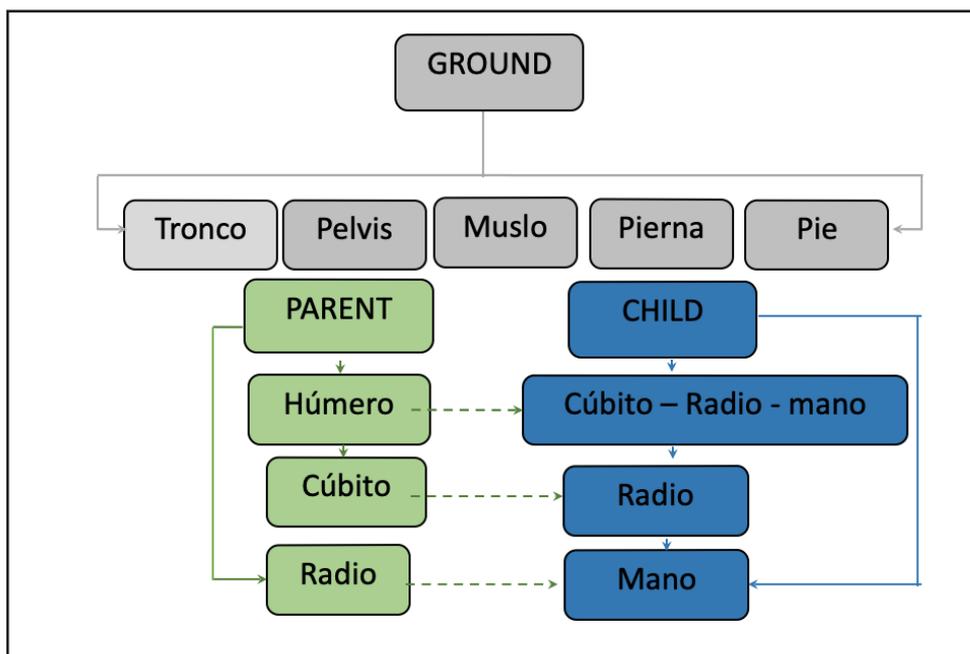


Figura 1. Relación parent – child del modelo biomecánico desarrollado.

Otros componentes importantes del código son los `visibleObject` y `displayGeometry`. La propiedad `VisibleObject` de un cuerpo permite especificar y colocar los archivos de geometría asociados con un cuerpo. Para el `displayGeometry` se pueden usar archivos `.vtp`, `.stl` u `.obj` para visualizar la geometría.

No se puede dejar de mencionar los denominados `Wrapping` dentro del modelo, estos se pueden definir como esferas, elipsoides, cilindros y toroides, su objetivo es hacer que las líneas de acción muscular no se vean interrumpidas por cuerpos rígidos (huesos), estos

`wraps` hacen que los actuadores musculares se envuelvan y conserven su línea de acción.

Con todos los componentes del archivo XML en su sitio se procede a agregar al modelo los músculos que serán objeto de estudio y servirán para hallar las fuerzas musculares. Los movimientos explorados fueron: la flexión - extensión del hombro y del codo, la aducción y abducción del hombro, la rotación interna y externa del hombro y la pronación y supinación del antebrazo. Los músculos de estos movimientos se detallan en las tablas 2, 3 y 4 descritas a continuación.

MÚSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN
Bicep Brachii Largo	Escapula	Tuberosidad bicipital del radio	Flexión del codo y hombro, supinación del antebrazo.
Bícep Brachii Corto	Apófisis coracoides		
Brachioradialis	Húmero	Radio	Flexión del codo

**Tabla 2.** Flexores del codo <sup>10</sup>.

MÚSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN
Triceps Brachii Long	Tubérculo infraglenoideo de la escápula	Cúbito (parte del olécranon de la fascia del cúbito del antebrazo)	Extensión del codo
Triceps Brachii Lateral	Superficie posterior del húmero superior a la ranura radial		
Triceps Brachii Medial	Superficie posterior del húmero inferior a la ranura radial		

**Tabla 3.** Extensores del codo <sup>10</sup>.

MÚSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN
Pronator Teres	Epicóndilo medial del húmero, coronoide del cúbito	Superficie lateral y media del radio	Pronación
Pronator Quadratus	Parte anterior distal del cúbito	Superficie distal y anterior del radio	
Supinator Muscle	Epicóndilo lateral del húmero y cresta cerca de la muesca radial del cúbito	Superficie lateral de un tercio proximal de radio	Supinación

**Tabla 4.** Pronadores y supinadores <sup>10</sup>.

Cada uno de los músculos se compone de puntos que han sido ubicados siguiendo la línea de acción, desde su origen hasta su punto de inserción, como se muestra en la figura 2, para esto fue necesario la obtención de ejes de coordenadas x, y, z para cada uno de los puntos, estos valores de los ejes se ingresaron al código XML en la parte donde se hace referencia a los músculos, en el caso de este modelo es `</Thelen2003Muscle>`.

Cabe aclarar que Opensim simula el tendón y el músculo como una sola línea de acción, esta representación garantiza el funcionamiento en conjunto.

Para evitar que algunos músculos se desplacen durante el movimiento hacia el interior de los huesos, fue necesario ubicar geometrías envolventes, que demarcan los lugares por los cuales el músculo puede desplazarse. Estas geometrías aseguran que las líneas de acción fisiológica se comporten de manera adecuada, se pueden definir diferentes tipos de geometrías (esferas, elipsoides, cilindros y toroides), los parámetros y formas se deben definir dentro de un cuerpo rígido. Cada una de estas geometrías se irá transformando según el movimiento del cuerpo al que este adjunto, para cada modelo se debe definir los músculos que esta geometría envolverá. Para el modelo desarrollado se agregaron cilindros y elipsoides.

Finalmente, para lograr hallar la fuerza de los músculos en un grupo de personas con diferentes antropometrías se decidió escalar el modelo original. El objetivo de escalar un modelo genérico músculo esquelético es modificar la antropometría o dimensiones físicas del modelo genérico para que coincida con la antropometría de un sujeto en particular. El escalado es uno de los pasos más importantes para resolver los problemas de cinemática y dinámica inversa. En Opensim, este paso ayuda a ajustar tanto las propiedades de masa como las dimensiones de los segmentos corporales. El escalado se puede hacer a partir de dos métodos:

1. *Escalado basado en medición por marcadores*: este tipo de escalado determina los factores de escala para un segmento del cuerpo, se comparan entonces las distancias que existen entre marcadores experimentales y marcadores virtuales, se hace necesario realizar análisis de movimientos.

2. *Escalado manual*: este tipo de escalado permite al usuario escalar un segmento basado en un factor de escala predeterminado. A veces es necesario el escalado manual cuando no se cuenta con datos de marcadores o si los factores de escala se determinaron utilizando un algoritmo alternativo<sup>11</sup>.

Para la primera opción se eligió a 5 personas entre hombres y mujeres que presentaran

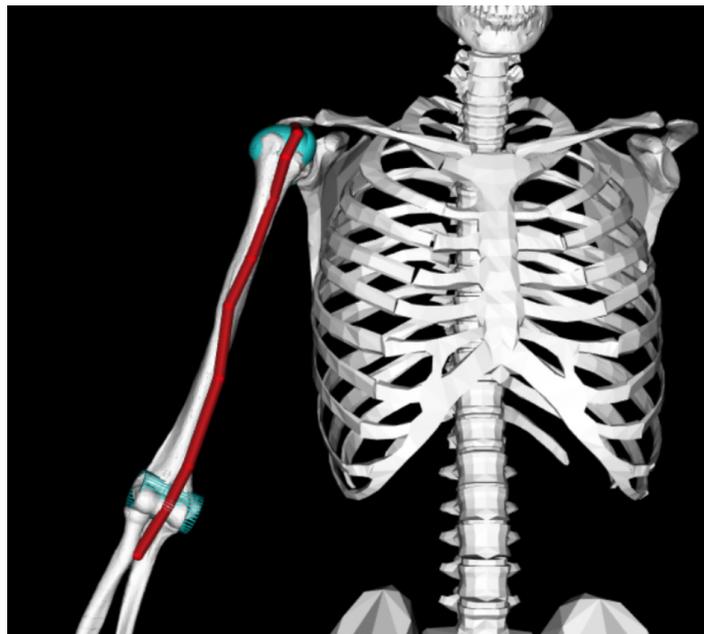


Figura 2. Puntos que componen un músculo.

diferentes medidas antropométricas, a estas personas se les realizó un análisis de movimiento en un laboratorio de marcha, de este análisis se obtuvieron los archivos de las trayectorias de los movimientos propuestos (flexión – extensión y pronación – supinación) con estos datos se construyeron unos archivos XML propios para cada trayectoria, estos archivos luego fueron abiertos en la plataforma OpenSim, logrando así escalar el modelo original.

Para la segunda opción se eligió a 30 personas a las cuales se les tomó algunas medidas de los huesos de interés (radio, cubito y húmero). Para el húmero se tomó la distancia entre el tubérculo mayor y el epicóndilo lateral, para el cubito la distancia entre el olecranon y la apófisis estiloides del cubito y para el radio la distancia entre la cabeza radial y la apófisis estiloides del radio, también fue necesario tomar estas mismas medidas en los huesos segmentados de los TAC anteriormente mencionados, con ello se halló un factor de escalado para cada uno de los pacientes que sirvió para realizar un escalado manual del modelo genérico a cada uno de los sujetos por medio de la opción de escalado manual de OpenSim.

## Resultados y discusión

Se desarrolló un modelo cinemático y dinámico de miembro superior en la plataforma de libre acceso OpenSim versión 3.3. Se trata de un modelo articulado en hombro, codo y muñeca. El modelo posee 9 músculos representativos de los movimientos de flexión – extensión, pronación – supinación, aducción – abducción y rotación interna – externa para cada una de las articulaciones del hombro y codo. En la figura 3, se muestra el modelo obtenido.

El miembro superior es la parte funcional de este estudio. El resto del esqueleto ha sido obtenido de modelos ya desarrollados y que se encuentran en la plataforma Opensim, estos modelos han sido objeto de estudio en otras investigaciones, cabe aclarar que en esta investigación solo juegan un papel espacial y visual y por consiguiente no presentan ningún movimiento.

El modelo se escaló basándose en dos métodos de escalado. Para el primer método (escalado basado en mediciones por marcadores) fue necesario realizar un análisis de movimiento, en este caso se eligieron cinco perso-

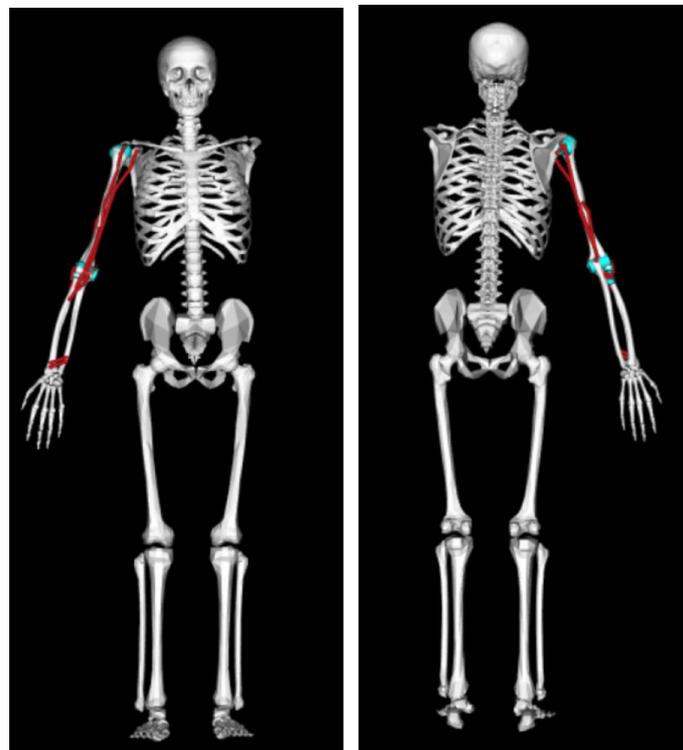


Figura 3. Modelo biomecánico completo, vista frontal y posterior.

nas que sirvieron para escalar el modelo, para cada una de las personas fue necesario obtener dos algoritmos de escalado, el primer algoritmo ayuda a posicionar los marcadores de análisis de movimiento del miembro superior en el modelo, el segundo algoritmo y con la ayuda de la herramienta Scale Tool de OpenSim permite escalar el modelo a diferentes medidas (figura 4), esta última figura muestra a los cinco pacientes escalados a partir del modelo original.

Se ejecutaron de forma separada los diferentes movimientos (flexión – extensión y pronación – supinación), obteniendo así sendas trayectorias, al igual que para el escalado

se hizo necesario obtener un algoritmo para cada uno de los movimientos propuestos.

Para el segundo método, escalado manual, se usó el factor de escalado para cada sujeto (tabla 5). Para esto se usa la herramienta de escalado manual del software OpenSim. La figura 5 muestra el escalado manual de tres sujetos. Se indica con O al sujeto original y con E al sujeto escalado.

Por medio de la herramienta Plot de OpenSim se graficaron y exportaron las fuerzas totales, en las cuales OpenSim usa para su graficación una coordenada generalizada y el modelo alcanza el equilibrio. La fuerza total

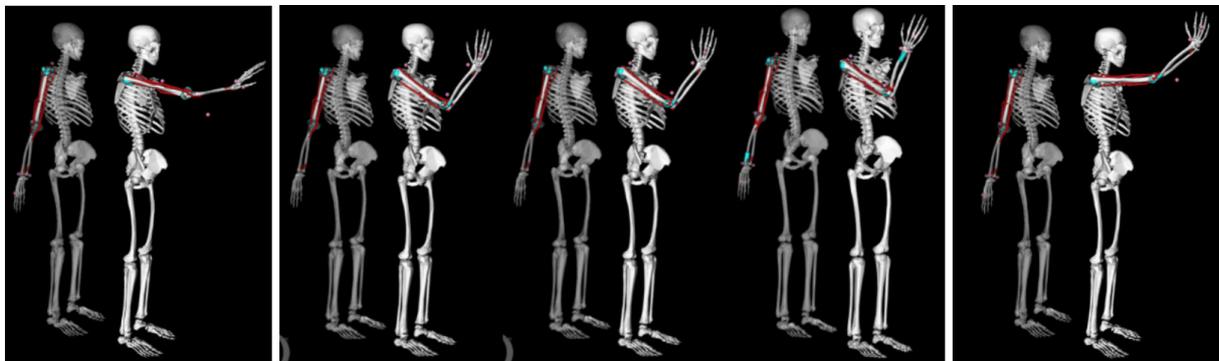


Figura 4. Cinco pacientes escalados usando la medición por marcadores.

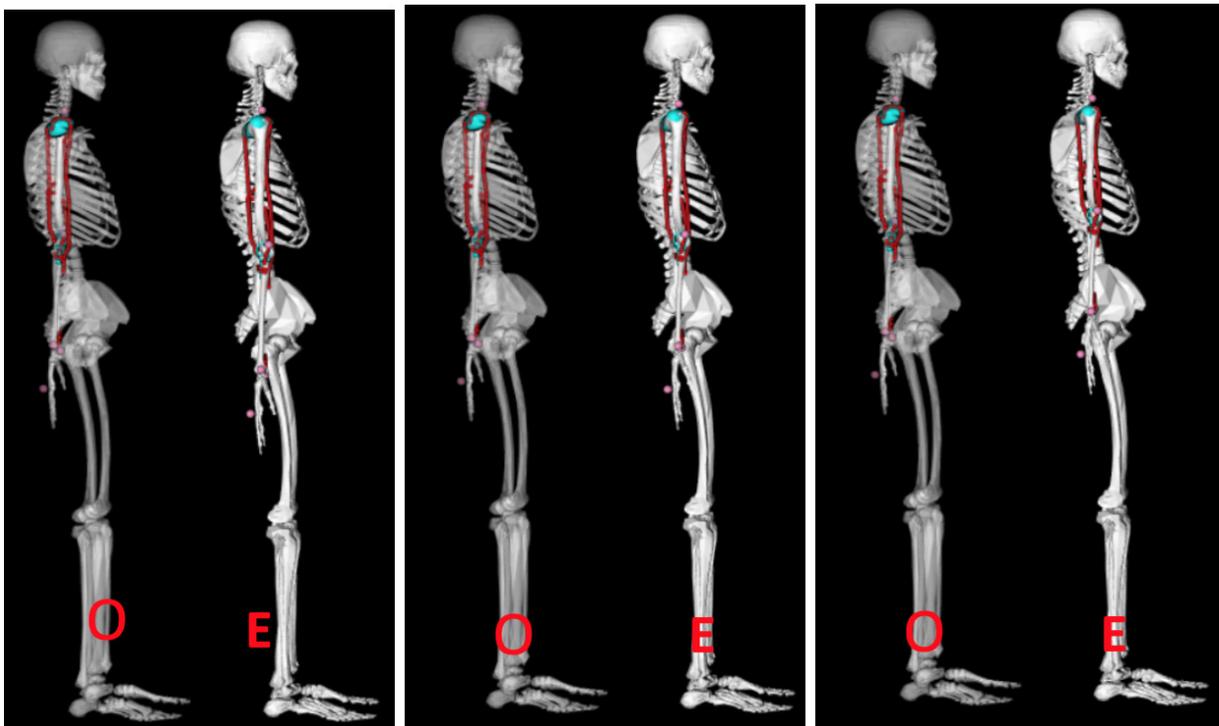


Figura 5. Escalado manual de sujetos (O) original (E) escalado.

fue hallada para cada uno de los diferentes músculos participantes en la flexión – extensión y pronación – supinación. Dichas fuerzas se obtienen para diferentes instantes (ángulos) dentro del rango total de movimiento permitido descrito dentro de la consola OpenSim, así entonces se comparan las fuerzas obtenidas en

pacientes estáticos (basados en escalado manual) como en pacientes con movimiento (basados en medición con marcadores).

Para los movimientos de estudio se obtuvieron las fuerzas resultantes de todos los músculos, bien se espera que ciertos músculos no participen notoriamente de ciertos movimientos.

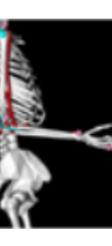
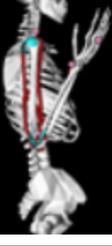
	Sexo	Longitud Húmero (cm)	Factor de escalado H	Longitud Cubito (cm)	Factor de escalado C	Longitud Radio (cm)	Factor de escalado R	Estatura
Sujeto 1	M	34	1,097	29	1,115	28	1,120	1,82
Sujeto 2	F	29	0,935	23	0,885	22	0,880	1,56
Sujeto 3	F	33	1,065	26	1,000	25	1,000	1,68
Sujeto 4	F	29	0,935	24	0,923	24	0,960	1,59
Sujeto 5	F	30	0,968	23	0,885	24	0,960	1,55
Sujeto 6	F	33	1,065	24	0,923	23	0,920	1,60
Sujeto 7	M	35	1,129	28	1,077	27	1,080	1,76
Sujeto 8	M	36	1,161	26	1,000	27	1,080	1,74
Sujeto 9	M	30	0,968	26	1,000	25	1,000	1,67
Sujeto 10	M	35	1,129	27	1,038	26	1,040	1,74
Sujeto 11	F	33	1,065	25	0,962	25	1,000	1,70
Sujeto 12	F	29,5	0,952	23,5	0,904	22	0,880	1,56
Sujeto 13	M	32,5	1,048	25,5	0,981	26	1,040	1,72
Sujeto 14	M	33	1,065	28	1,077	26	1,040	1,79
Sujeto 15	M	32	1,032	29	1,115	27	1,080	1,78
Sujeto 16	M	33	1,065	27	1,038	26	1,040	1,80
Sujeto 17	F	32	1,032	24	0,923	22	0,880	1,60
Sujeto 18	F	31	1,000	23	0,885	21	0,840	1,54
Sujeto 19	M	34	1,097	28	1,077	26	1,040	1,77
Sujeto 20	M	34	1,097	27	1,038	25	1,000	1,78
Sujeto 21	F	29	0,935	26	1,000	25	1,000	1,61
Sujeto 22	M	32	1,032	26	1,000	24	0,960	1,68
Sujeto 23	M	33	1,065	27	1,038	25	1,000	1,69
Sujeto 24	F	28	0,903	22	0,846	23	0,920	1,57
Sujeto 25	F	28	0,903	25	0,962	23	0,920	1,58
Sujeto 26	M	33	1,065	27	1,038	26	1,040	1,80
Sujeto 27	M	31	1,000	25	0,962	23	0,920	1,75
Sujeto 28	F	30	0,968	23	0,885	22	0,880	1,54
Sujeto 29	F	32	1,032	24	0,923	23	0,920	1,55
Sujeto 30	F	31	1,000	23	0,885	21	0,840	1,59

**Tabla 5.** Factores de escalado para húmero, cubito y radio.

A continuación, la tabla 6 muestra el promedio, valor máximo y mínimo de cada uno de los músculos analizados en los 35 pacientes a diferentes ángulos, los valores de fuerza se dan en newton (N) y los ángulos en grados (°).

Para el movimiento de flexión se observa que el músculo que mayor fuerza en promedio

realiza es el Brachialis (BRA) y el que menor fuerza en promedio realiza es el Bícep Brachii Corto (BICshort). Se puede además observar que mientras el miembro es flexionado todos los músculos flexores disminuyen en promedio la fuerza que realiza, esto puede ver detallado en la tabla 6.

	ANGULO 0.0										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	466.65	415.48	985.81	761.89	320.51	298.96	360.83	208.24	207.65	0.10
	Maximum	476.36	436.54	987.74	1020.98	331.50	310.60	376.96	213.85	214.17	1.00
Average	469.15	424.95	986.08	795.50	325.59	304.34	371.05	209.06	208.79	0.55	
	ANGULO 21.2										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	469.93	415.56	975.03	766.91	360.59	338.21	341.61	208.24	207.65	0.10
	Maximum	475.36	435.54	982.77	475.90	387.01	365.16	371.84	213.85	214.17	21.21
Average	472.39	428.27	976.25	806.30	373.40	351.25	357.10	209.06	208.79	7.24	
	ANGULO 40.9										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	471.78	415.72	954.30	761.53	404.57	381.91	315.09	208.24	207.65	0.10
	Maximum	476.40	434.01	967.42	803.13	440.24	418.54	357.76	213.85	214.17	39.39
Average	474.93	431.80	956.33	832.95	422.29	400.05	334.57	209.06	208.79	13.27	
	ANGULO 80.3										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	453.97	415.09	834.56	772.22	484.32	462.98	254.76	208.24	207.65	0.10
	Maximum	476.79	436.42	855.66	2446.15	526.53	507.78	312.02	213.85	214.17	80.30
Average	474.35	434.57	847.83	950.56	505.61	485.48	277.43	209.06	208.79	26.83	
	ANGULO 101.5										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	433.56	394.80	717.22	797.09	520.43	500.71	219.62	208.24	207.65	0.10
	Maximum	475.41	436.65	761.67	2965.73	559.31	542.99	279.71	213.85	214.17	101.52
Average	468.76	431.31	741.66	1043.90	540.36	522.26	241.96	209.06	208.79	33.86	
	ANGULO 150.0										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	369.75	335.32	449.86	942.47	581.08	566.62	148.06	208.24	207.65	0.10
	Maximum	460.56	436.64	544.00	4474.39	608.00	598.58	202.73	213.85	214.17	150.00
Average	441.60	413.99	495.85	1399.44	595.57	583.59	166.55	209.06	208.79	75.84	

	ANGULO -120,0									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	213.89	208.76	363.27	0.10	466.27	422.60	763.15	309.71	289.03
	Maximum	215.09	215.13	369.55	1.00	476.78	434.04	820.07	344.97	323.34
Average	212.58	212.59	368.64	-164.56	467.72	423.39	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -103,0									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	213.63	213.41	358.65	0.10	467.02	423.19	763.15	309.71	289.03
	Maximum	215.13	215.12	366.31	14.00	476.78	434.46	820.07	344.97	323.34
Average	214.87	214.37	364.94	-41.14	468.39	424.01	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -87,2									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	212.76	213.53	355.26	0.10	467.66	423.73	763.15	309.71	289.03
	Maximum	215.07	215.12	363.88	28.00	476.68	434.88	820.07	344.97	323.34
Average	214.51	214.86	362.16	-27.53	468.96	424.59	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -55,7									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	210.77	353.74	353.74	0.10	468.60	424.62	763.15	309.71	289.03
	Maximum	212.49	362.78	362.78	53.00	476.68	435.65	820.07	344.97	323.34
Average	211.95	360.89	360.89	-3.23	469.77	425.57	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -40,0									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	209.89	355.96	355.96	0.10	468.83	424.89	763.15	309.71	289.03
	Maximum	120.86	364.39	364.39	65.00	476.77	435.92	820.07	344.97	323.34
Average	210.51	362.74	362.74	8.44	469.93	425.87	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -0,00									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	208.24	208.23	366.39	0.10	468.64	424.93	763.15	309.71	289.03
	Maximum	208.89	208.90	371.81	99.00	476.79	436.21	820.07	344.97	323.34
Average	208.60	208.60	371.02	55.19	469.66	425.93	782.15	325.99	304.74	

**Tabla 6.** Valor promedio, máximo y mínimo de 35 pacientes para la fuerza total (N) a diferentes ángulos (°).

Para el movimiento de extensión el músculo que mayor fuerza en promedio realiza es el Triceps Brachii Long (TRIlong) y el que menor fuerza en promedio realiza es el Triceps Brachii Medial (TRImed), se observa además

que mientras el miembro está completamente flexionado la fuerza promedio de todos estos músculos extensores es mayor.

Los músculos pronadores y supinadores también participan en el movimiento de fle-

xión y extensión, en la tabla 9 puede observarse que los músculos Pronator Teres (PROT) y supinador (SUPI1) arrojan un valor de fuerza que varía a lo largo del movimiento, esto puede deberse a que estos músculos poseen sus puntos de origen o inserción cercanos a la articulación del codo, en promedio el músculo PROT realiza más fuerza que el SUPI1 y que el pico de máxima fuerza para ambos se encuentra cuando el miembro está completamente extendido. Para los otros dos músculos Pronator Quadratus 1 – 2 (PROQ1 – PROQ2), se observa que durante este movimiento la fuerza promedio obtenida es constante a lo largo del movimiento.

En los movimientos de pronación y supinación se observa que el músculo que mayor fuerza en promedio realiza es el Pronator Teres (PROT) cuando el miembro está en pronación completa y que el que menor fuerza en promedio realiza es el supinador (SUPI1) cuando el miembro está en supinación completa. Los músculos flexores y extensores también arrojan un valor de fuerza durante estos movimientos, se puede detallar que los músculos extensores presentan una fuerza constante durante todo el movimiento, mientras que los músculos flexores presentan fuerzas variables siendo el Bicep Brachii Largo (BICLong) el que mayor fuerza realiza cuando se está en supinación completa.

En la tabla 6 puede observarse además que todas las fuerzas musculares varían según el ángulo de movimiento al que se encuentren, esto puede deberse a las diferentes activaciones de los músculos en el rango de movimiento analizado, algunos músculos actuaran más que otros en diferentes instancias del proceso de movimiento.

Queda en evidencia como estas simulaciones permiten obtener de forma rápida información de un gran grupo de personas sin tener que analizar de manera detallada a cada sujeto por separado, además es un método viable para hallar datos de fuerza experimental que pueden ser muy cercanos a los datos reales, para temas de comparaciones de resul-

tados se hace necesario poder contar con el apoyo de investigaciones similares, sin embargo se evidenció la importancia de desarrollos de modelos biomecánicos.

Algunos artículos con los que pueden compararse el modelo obtenido fueron revisados, aunque no se encuentra un modelo de miembro superior exacto que prediga exactamente las fuerzas musculares, se encontraron dos referencias que pueden servir de comparación <sup>12, 13</sup>.

Una metodología similar a la usada en este estudio puede seguirse para medir la influencia de las placas de osteosíntesis en las fuerzas musculares. Esto permitiría eventualmente proponer diseños inteligentes y óptimos.

Conocer los datos de fuerza musculares es de gran utilidad en el diseño de implantes de osteosíntesis. Con estos métodos se podrá evaluar como los implantes afectan la capacidad muscular del paciente, notablemente, durante la fase de recuperación. Tener una base de la fuerza muscular a la cual estará sometida el implante dará una idea más detallada de los datos a los cuales estará sometido este durante la fase de consolidación de la fractura, esto puede ser usado también en análisis más detallados involucrando modelizaciones de implantes por elementos finitos. Una vez que las solicitaciones son conocidas, se puede proceder a un diseño óptimo e inteligente de implantes de osteosíntesis.

Los resultados obtenidos están sujetos a un grado de error que varía de acuerdo a los siguientes factores:

- La ubicación de los diferentes puntos que componen los músculos se hizo de manera aproximada, esto puede conllevar además a errores en los puntos de inserción e inicio de cada músculo.

- El análisis de movimiento realizados a varios de los sujetos analizados no se hizo siguiendo un mismo protocolo de movimiento entre sujetos, por tanto, los resultados de movimiento arrojan movimientos pequeños de otras articulaciones que no eran de especial interés.

## Conclusiones

Este estudio permitió la obtención de un modelo cinemático y dinámico del miembro superior derecho, en una plataforma de libre de acceso (OpenSim Biomechanics). El modelo desarrollado consiste de nueve músculos representativos del movimiento del miembro superior. El modelo cuenta con la articulación del hombro donde se pueden estudiar los movimientos de flexión – extensión, aducción – abducción, y rotación interna – rotación externa. Además, cuenta con la articulación del codo la cual fue la más importante para esta investigación al estar relacionada directamente con la flexión – extensión, pronación – supinación.

Por último, el modelo cuenta con la articulación de la muñeca para la que se desarrollaron los movimientos de flexión – extensión, aducción – abducción. Esta última articulación fue de gran ayuda para el análisis de los modelos con movimiento, ya que, al realizar el análisis de movimiento, los sujetos analizados presentaban un patrón de movimiento de esta zona del cuerpo durante la flexión – extensión, pronación – supinación.

El modelo músculo esquelético demostró ser una herramienta apropiada para estudiar un grupo de personas con diferentes medidas corporales y puede ser extendido a grupos más grandes de población.

Por medio de diferentes análisis y haciendo uso de varios Scripts fue posible obtener la fuerza máxima de pacientes estáticos y pacientes con movimiento de los músculos representativos en los movimientos de flexión – extensión y pronación – supinación del codo. La obtención de las fuerzas es solo una de las múltiples aplicaciones del modelo propuesto, dadas las extensas capacidades de predicción es posible estudiar en un futuro otras articulaciones y movimientos y así hallar de manera similar rangos de fuerza muscular.

## Bibliografía

1 **Pons SF.** Modelado de grandes sistemas distribuidos (sistemas fisiológicos) La sociedad del conocimiento: Modelar + Simular = Conocer. Departamento de tecnología informá-

tica y computación, Universidad de Alicante. 2007 ISBN 978-84-611-5225-4. p. 2.

- 2 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/OpenSim+Models>
- 3 **Bernal Ruiz JA.** La fuerza y el sistema muscular en la educación física y el deporte. S.L. Editorial Wanceulen, ISBN 84-9823-179-5. España 2006.
- 4 **Simpleware ScanIP documentation.** [Internet]. Available from: <https://www.simpleware.com/software/scanip/>
- 5 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <https://simtk.org/projects/arm26-model>
- 6 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <https://simtk.org/projects/wrist-model>
- 7 **López A.** Modelo biomecánico OpenSim de miembro específico. Tesis de pregrado, Escuela Técnica superior de Ingeniería de Sevilla. Diciembre 2013.
- 8 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/OpenSim+Models>
- 9 **Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL.** OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. Author manuscript; available in PMC 2015 Apr 15. 2011 [Internet] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4397580/>
- 10 **Getbodysmart.com.** Get Body Smart [Internet]. Available from: <https://www.getbodysmart.com>
- 11 **OpenSim Comunity.** Tutorial 3: Scaling, Inverse kinematics, and Inverse Dynamics. Available from: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Tutorial+3+-+Scaling%2C+Inverse+Kinematics%2C+and+Inverse+Dynamics>
- 12 **García Vidal, J.** Aportaciones al conocimiento electromiográfico y dinamométrico de la flexo - extensión de codo. Tesis Doctoral, Universidad de Murcia, abril 2013.
- 13 **Sánchez, A.** Consejo superior de deportes. Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración. Análisis cinemático de la marcha, natación, gimnasia rítmica, bádminton y ejercicios de musculación. ISBN 8479490950, 9788479490959. Volumen 21 investigación de ciencias del deporte. Madrid 1999.