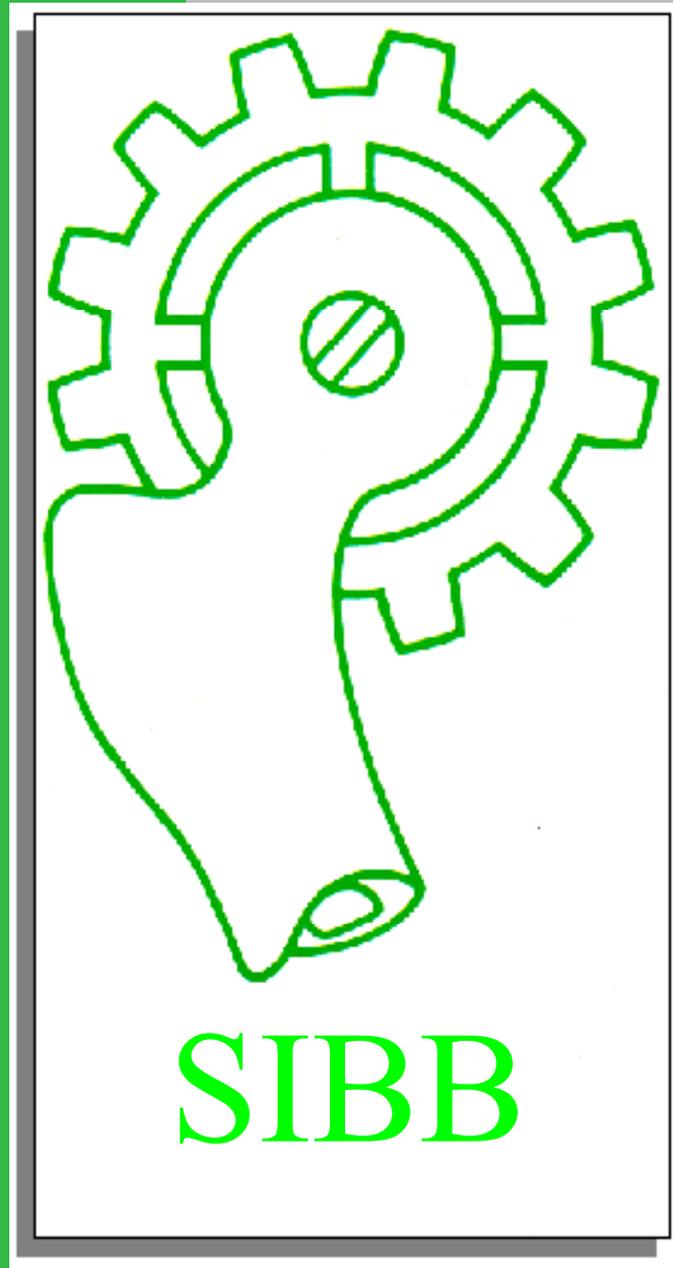


BIOMECÁNICA



Órgano oficial de la Sociedad Ibérica
de Biomecánica y Biomateriales

Volumen 23

2015

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

Dpto. Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona

Universidad Politécnica de Catalunya

Av. Diagonal 647, 08028 Barcelona

Fax: 93 401 67 06

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

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

D. Rodríguez Rius

SECRETARIO DE REDACCIÓN

P. Puig Mir

COMITÉ CIENTÍFICO

ÁREA DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA

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

ÁREA DE BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Coordinador: M. Gutierrez Dávila
A. García Fojeda
K. Gianikellis
R. Arellano Colomina
P. Vera Luna

ÁREA DE BIOMATERIALES

Coordinador: F.J. Gil Mur
E. Jorge Herrero
J. San Román del Barrio
J.J. Vázquez Solsona
F.J. Monteiro
M. Barbosa

JUNTA DIRECTIVA DE LA SIB

Presidente:

José Antonio de Pedro Moro

Presidente electo:

Daniel Rodríguez Rius

Tesorero:

Esteban Colell

Secretario:

Luis M. Rodríguez-Lorenzo

Presidente saliente:

Francisco Javier Rojas Ruiz

Director de la Revista:

Daniel Rodríguez Rius

Coordinadora Página Web:

Maria Pau Ginebra Molins

Vocales:

Antonio Viladot Voegli	Javier Gil Mur
M ^a Dolores Cabañas Armesilla	Julio San Román del Barrio
José Campos Granell	Adoración Villarroya Aparicio

Antiguos Presidentes:

Claudio Hernández Ros (1977-79)	Juan José Vázquez Solsona (1993-95)	Julio San Román del Barrio (2005-2008)
Justo Nieto Nieto (1980-82)	Francisco Biosca Estela (1995-97)	José Campos Granell (2008-2009)
Antonio Viladot Pericé (+) (1983-85)	M. Fernández-Fairén (1997-1999)	Antonio Viladot Voegli (2009-2011)
Luis García Font (+) (1986)	F. J. Gil Mur (1999-2001)	J.C. Rodríguez Cabello (2011-2013)
José Antonio Planell Estany (1987-90)	M. Gutierrez Dávila (2001-2003)	F. Javier Rojas Ruiz (2013-2015)
Luis Fernando Llanos Alcázar (1991-93)	J. Valentí Ardanuy (2003-2005)	

Antiguos Directores

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
Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona
Universitat Politècnica de Catalunya
Av. Diagonal 647, 08028 - Barcelona (España)

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 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 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 la explotación normal de la obra a través de las formas habituales.

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
Department of Materials Science and Metallurgical Engineering
ETSEIB - Technical University of Catalonia
Av. Diagonal 647, E08028 - Barcelona
(SPAIN)

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

Volumen 23

2015

SUMARIO

ORIGINALES

- 7 **Efectos de los soportes plantares sobre la termorregulación de las plantas de los pies durante la carrera**
M. Gil-Calvo, J.I. Priego Quesada, A.G. Lucas-Cuevas, I. Jiménez-Pérez, I. Aparicio, J.V. Giménez, C. Macián-Romero, S. Llana-Belloch, P. Pérez-Soriano
- 17 **Efectos de la existencia de capa elástica en los sistemas de césped artificial de tercera generación y la velocidad de carrera sobre la respuesta biomecánica de atenuación de impactos en jugadores de fútbol**
A. Garcia-Gallart, A. Encarnación-Martínez, A. Gallardo, J.A. Sánchez, J. Sánchez-Sánchez, I. Chicoy
- 26 **Efectos agudos de las vibraciones de cuerpo completo sobre variables funcionales en niños con parálisis cerebral**
C. Ortega, A.J. Herrero, P.J. Marín, C. Ferrero, J. Martín-Fernández, H. Menéndez
- 33 **Prótesis de rodilla externa mecatrónica**
F. Valencia, X. Lima, D. Ojeda, D. Ortiz

TESIS DOCTORALES

- 57 **Tesis doctorales presentadas en España y Portugal en 2015 en el ámbito de la SIBB**
- 58 **Área de Biomecánica y Medicina del Deporte**
- 60 **Área de Cirugía ortopédica y Traumatología**
- 65 **Área de biomateriales**

-
- 71 **XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales**

Efectos de los soportes plantares sobre la termorregulación de las plantas de los pies durante la carrera

Premio SIBB 2015

M. GIL-CALVO¹, J.I. PRIEGO QUESADA^{1,2}, A.G. LUCAS-CUEVAS¹, I. JIMÉNEZ-PÉREZ¹, I. APARICIO^{1,3}
J.V. GIMÉNEZ¹, C. MACIÁN-ROMERO⁴, S. LLANA-BELLOCH¹, P. PÉREZ-SORIANO¹

¹GIBD, Departamento de Educación Física y Deportiva, Universitat de València

²Unidad de Biofísica y Física Médica, Departamento de Fisiología, Universitat de València ³AITEX, Instituto Tecnológico y Textil de Alcoy

⁴Clínica Podológica Universitat de València

Resumen

Existe una gran controversia acerca de si el uso de soportes plantares puede reducir el riesgo de padecer lesiones por sobreuso en corredores. Se ha observado una relación entre las cargas plantares y la temperatura superficial de los pies, por lo que el tipo de soporte plantar podría afectar a la temperatura de la planta del pie. El objetivo del estudio fue, analizar los efectos de los soportes plantares en la temperatura superficial, así como en la simetría térmica, de las plantas de los pies tras la carrera. 12 corredores entrenados realizaron 3 test de 30 minutos de carrera (10 de calentamiento y 20 de prueba al 80% de su Velocidad Aeróbica Máxima) con soporte control, con soporte prefabricado y con soporte personalizado. No se encontraron diferencias entre ninguna de las condiciones ($p > 0.05$). Tampoco se encontraron asimetrías térmicas entre el pie derecho y el pie izquierdo ($p > 0.05$) por el uso de soportes plantares. En conclusión, el uso de soportes plantares durante la carrera no afecta a la temperatura de las plantas de los pies, por lo que no comportan beneficios, pero tampoco resultan inconvenientes desde el punto de vista de térmico.

Palabras clave: Plantilla, Termografía Infrarroja, Running, Pie.

Abstract

There is controversy about whether the use of insoles can reduce the risk of overuse injuries in runners. It was observed a relationship between plantar loads and the surface temperature of the foot, so the type of insoles might affect the temperature of the feet soles. The aim of the study was to analyze the effects of insoles in the skin temperature of the soles, as well as in thermal symmetry, of the feet soles after the race. 12 trained runners performed 3 running test lasting 30 minutes (10 min of warm-up and 20 min at 80% of their Maximal Aerobic Speed) without insole, with prefabricated insole and with custom-made insole. No differences between any of the insoles conditions were found ($p > 0.05$), finding the higher temperatures at post exercise ($34.09 \pm 0.88^\circ\text{C}$) in every condition. Nor thermal asymmetry between the right and left foot by the use of insoles were found ($p > 0.05$). In conclusion, the use of insoles during the race does not affect the surface temperature of the soles of the feet, so that their use does not lead to benefits, but it is also not detrimental from the thermal point of view.

Keywords: Insole, Infrared Thermography, Running, Foot.

Correspondencia:

M. Gil Calvo

Email: m.gil.gibd@gmail.com

Introducción

La carrera a pie (“Running”) es una de las actividades físicas más populares y practicadas a nivel mundial [11, 18], convirtiéndose en 2015 en el 4º deporte más practicado en España, como se muestra en la encuesta sobre los hábitos deportivos [8]. Este auge en la práctica de la carrera puede explicarse por los beneficios tanto físicos como psicológicos asociados a la práctica de este deporte [41], así como a su bajo coste y su facilidad de implementación [18]. No obstante, debido a las grandes cargas que soportan las piernas de manera repetitiva durante la carrera a pie [36], la incidencia de lesiones en las extremidades inferiores es muy elevada (20-79%) [10, 14, 17, 46]. Los factores que pueden afectar al riesgo de lesión se pueden clasificar en intrínsecos o no modificables (p.ej. edad, género, etc.) y/o extrínsecos o modificables (p. ej. técnica de carrera, periodización del entrenamiento, etc.) [6, 45]. Con el fin de disminuir la incidencia de lesiones debidas a la carrera, existen sistemas de prevención extrínsecos entre los que se encuentra los soportes plantares [6, 17, 25, 33].

Los soportes plantares se pueden definir como una herramienta que permite facilitar, estabilizar o mejorar el rango de movimiento y la capacidad funcional de las zonas del tobillo y el pie [24]. Los soportes plantares se pueden clasificar según diversos criterios, siendo uno de ellos el método de fabricación (prefabricados o personalizados) [3, 9]. Por un lado, los soportes plantares prefabricados son aquellos que se pueden comprar en cualquier tienda deportiva, son producidos en masa y existe una gran variedad en el mercado [9]. Por otro lado, los soportes plantares personalizados son específicos para un individuo y son prescritos y fabricados por un experto en podología [12]. Diferentes estudios han analizado las diferencias entre ambos tipos de soportes plantares durante la carrera a nivel cinemático, de presiones plantares, de aceleraciones e impactos, de actividad muscular, de propiocepción y de confort [13, 28, 34, 36]. Sin embargo un aspecto que no ha sido analizado hasta la fecha es la influencia del tipo de soporte plantar en la temperatura plantar.

El incremento de la presión plantar y la fricción en diferentes regiones del pie pueden influir en la temperatura de la piel de las plantas de los pies [42, 49, 51]. Por su parte, según algunos autores [4, 28, 32], el uso de soportes plantares, tanto personalizados como prefabricados, reduce las presiones plantares de algunas zonas del pie durante la carrera produciéndose mayores atenuaciones del retropie en el caso de los personalizados [28]. Debido a la posible relación entre las cargas de contacto y los incrementos de temperatura durante la marcha [42], se podría esperar una menor temperatura plantar durante la utilización de soportes plantares en general, y aún menor con el uso de soportes personalizados.

Por otro lado, el cuerpo humano es térmicamente simétrico, por lo que se ha observado que asimetrías superiores a 0.7°C implican disfunciones anatómicas o fisiológicas del aparato locomotor [23, 47]. Esto es debido a que las lesiones suelen conllevar cambios en la temperatura de la piel, ya sean aumentos por un aumento de la circulación sanguínea asociada a una inflamación del tejido, o reducciones por una degeneración o una menor vascularización [23]. Debido a esto, ya que existe una gran controversia acerca de si el uso de soportes plantares reduce el riesgo de padecer una lesión por estrés o sobreuso [3, 22, 30, 50], se podría valorar (al igual que en otros estudios [39]), mediante el estudio de la simetría térmica durante la carrera, si el uso de soportes plantares actúa como herramienta de prevención de lesiones.

Considerando estos antecedentes, el objetivo del presente estudio ha sido analizar los efectos que producen los soportes plantares prefabricados y personalizados en la temperatura superficial y en la simetría térmica de las plantas de los pies después de la carrera. Como hipótesis inicial se consideró que con los soportes plantares personalizados proporcionarían menores incrementos de temperatura en el momento post ejercicio respecto a no llevar soporte plantar. Igualmente se consideró como hipótesis que el uso de soportes plantares no produciría asimetrías térmicas entre ambos pies en ninguno de los casos.

Material y Método

Participantes

En el presente estudio participaron 12 corredores, 9 hombres y 3 mujeres, entrenados, con las características que se muestran en la Tabla 1. Se seleccionaron corredores que no hubieran padecido ninguna lesión de gravedad en los 6 meses anteriores a la prueba y que no hubieran utilizado nunca soportes plantares.

Los participantes fueron informados tanto de forma oral, como escrita, de las características, los objetivos y los posibles riesgos de la investigación. Además, todos los participantes firmaron la hoja de consentimiento informado, cumpliendo las directrices y principios de la Declaración de Helsinki. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad con el número de procedimiento H1427706182089.

Protocolo y Material

En el presente estudio se siguió un protocolo de 4 días. El primer día los participantes realizaban una prueba para determinar su Velocidad Aeróbica Máxima (VAM). En dicha prueba los participantes debían recorrer la máxima distancia posible en 5 minutos [2, 20]. Mediante el cálculo de la VAM se individualizaban los test que se llevarían a cabo en el laboratorio.

Las tres pruebas restantes se llevaron a cabo en condiciones de laboratorio. En cada una de ellas los corredores empleaban una condición

de soporte plantar diferente: Soporte Control (siendo la plantilla original de la zapatilla que emplean habitualmente en el entrenamiento), Soporte Prefabricado (adquirido en una tienda deportiva) y Soporte Personalizado (realizado por un podólogo). Estas condiciones fueron aleatorizadas, siendo condición necesaria una semana de adaptación para cada uno de los soportes plantares. Estos soportes debían ser empleados de forma progresiva en sus entrenamientos antes de realizar la prueba en el laboratorio. Los participantes no conocían la condición de soporte plantar que empleaban en cada momento por lo que se realizó un estudio de ciego simple. Por otra parte, los corredores realizaron los 3 test con los mismos calcetines y las mismas zapatillas.

Cada uno de los test de laboratorio constaba de una prueba de carrera dividida en 10 minutos de calentamiento al 60% de su VAM y 20 minutos de carrera al 80% de su VAM.

Las termografías de las plantas de los pies se tomaron con el participante sentado, sin que sus plantas de los pies tocaran ninguna superficie, en 3 momentos diferentes: 1) Pre ejercicio, tras 10 minutos de adaptación a la temperatura de la sala; 2) Post ejercicio, nada más terminar la prueba de carrera; y 3) 10 minutos post ejercicio (Figura 1). En los dos intervalos de 10 minutos pre ejercicio y post ejercicio, el participante permaneció en la posición indicada, sentado sin que sus plantas de los pies tocaran ninguna superficie.

Mediante una estación meteorológica (Digital thermo-hygrometer, TFA Dostmann,

Parámetro (unidad)	Media \pm Dt
Edad (años)	30.9 \pm 4.1
Altura (cm)	173.3 \pm 6.7
Masa (kg)	60.3 \pm 11.4
Entrenamiento (km/semana)	30.0 \pm 9.5

Tabla 1. Características descriptivas de la muestra.

Wertheim-Reicholzheim, Alemania) se registró y controló la temperatura ambiente de la sala (22.8 ± 1.3 °C). Además, otras variables que pueden afectar a la variabilidad térmica de la muestra fueron controladas mediante instrucciones al participante previas a las pruebas de laboratorio y una encuesta antes de la toma de las termografías, para corroborar que se siguieron, como son: evitar el consumo de tabaco, alcohol, té o café en las últimas 12 horas, evitar la realización de ejercicio físico intenso en las últimas 24 horas, evitar la ingesta de medicamentos o de algún tratamiento terapéutico o de rayos UVA que pudieran afectar a la temperatura corporal, evitar la aplicación de productos cosméticos en la piel o evitar la ingesta de comida copiosa antes de la prueba [1, 5, 21, 40, 44].

Se empleó una cámara termográfica (E60bx, FLIR, Wilsonville, Oregon, EEUU) con el objetivo perpendicular a la planta de los pies y a 1 metro de distancia del participante [23]. Las fotos fueron tomadas con las plantas de los pies descubiertas, con un panel negro mate anti reflectante detrás, con ausencia de luz solar y eléctrica, sin equipos electrónicos cerca que perturbasen la medida y únicamente con el evaluador y el participante en la zona de la toma [23].

Antes de tomar las imágenes termográficas se midió la temperatura reflejada de la sala (normativa ISO 18434-1:2008) y se introdujo dicho valor en la configuración de la cámara. Para el análisis de la termografía se utilizó una emisividad de 0.98 [43]. El software empleado para la extracción de los datos de las imágenes

termográficas fue el ThermaCam Researcher Pro 2.10 (FLIR, Wilsonville, Oregon, EEUU) y se tomó la planta del pie completa como región de interés (ROI).

Las variables que se analizaron fueron las siguientes:

- Temperatura media de las plantas de los pies
- Variación de temperatura media pre-post ejercicio (ΔT) (temperatura media post - temperatura media pre)
- Variación de temperatura media post-10' post ejercicio (ΔT_{post}) (temperatura media 10' post - temperatura media post)

Análisis Estadístico

Se realizó el análisis estadístico mediante el paquete estadístico SPSS v.21 (SPSS Statistics, IBM, Nueva York, EEUU). Tras corroborar la normalidad de las variables mediante un test Shapiro-Wilks ($p > 0.05$), se realizó una prueba ANOVA de medidas repetidas con 3 factores: condición (soporte control, soporte plantar prefabricado y soporte plantar personalizado), momento de la medición (pre, post y 10' post) y pie (derecho e izquierdo). Se realizó el mismo análisis para las variaciones de temperatura, modificando los momentos de la medición por las variaciones de temperatura (ΔT y ΔT_{post}). Se realizó el post-hoc de Bonferoni para conocer las comparaciones por pares. Los datos han sido presentados mediante la media \pm la desviación estándar en el texto, y mediante la media \pm los intervalos de confianza al 95% en las figuras. En todos los casos se utilizó $p < 0.05$ como límite de la significación estadística.



Figura 1. Análisis de las termografías de las plantas de los pies en el momento pre ejercicio (izquierda), post ejercicio (centro) y 10 minutos post ejercicio (derecha).

Resultados

En la Figura 2 se muestran las temperaturas superficiales de las plantas de los pies antes, después y 10 minutos después del test de carrera. No se encontraron diferencias significativas entre los soportes plantares ni en las temperaturas absolutas (A) ni en las variaciones de temperatura (B) en ninguno de los momentos estudiados ($p > 0.05$). Las mayores temperaturas se dieron en el momento post ejercicio en todas las condiciones ($p < 0.001$).

Por otra parte, en el estudio de la simetría térmica entre las temperaturas superficiales de

las plantas del pie derecho respecto al pie izquierdo, encontramos que, en las temperaturas absolutas, se da una temperatura significativamente inferior en el pie derecho respecto al pie izquierdo en el momento pre ejercicio en la condición de soporte plantar prefabricado (Diferencia: -0.3°C ; $p = 0.047$). Sin embargo, en el resto de momentos y condiciones no se encontraron diferencias significativas entre ambos pies ($p > 0.05$) (Figura 3).

En el caso de las variaciones de temperatura post-pre ejercicio (Tabla 2) se puede observar que no existen diferencias significativas en ninguno de los casos entre ambos pies ($p > 0.05$).

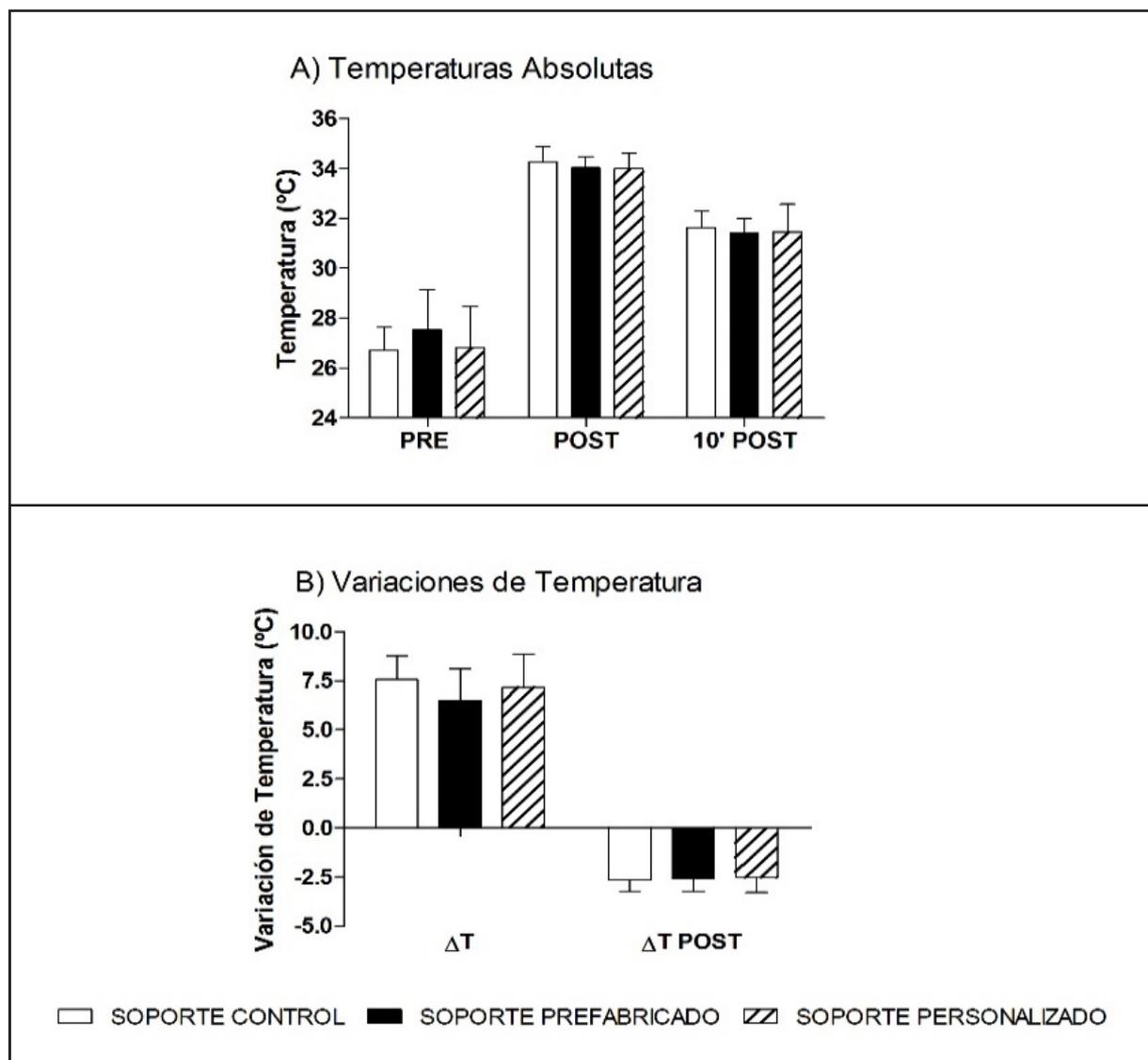


Figura 2. Media con el Intervalo de Confianza 95% de la temperatura superficial de las plantas de los pies en los tres momentos de medición (A) y variación de la temperatura superficial de las plantas de los pies (B) en las tres condiciones de soporte plantar.

CONDICIÓN	VARIACIÓN	MEDIA \pm DT ($^{\circ}$ C)		SIG.
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	
SIN SOPORTE PLANTAR	ΔT	7.5 \pm 1.8	7.6 \pm 2.0	0.79
	ΔT_{post}	-2.6 \pm 1.0	-2.7 \pm 1.0	0.73
SOPORTE PREFABRICADO	ΔT	6.6 \pm 2.8	6.4 \pm 2.4	0.51
	ΔT_{post}	-2.6 \pm 1.0	-2.6 \pm 1.1	1.11
SOPORTE PERSONALIZADO	ΔT	7.2 \pm 2.9	7.1 \pm 2.9	0.89
	ΔT_{post}	-2.6 \pm 1.1	-2.4 \pm 1.3	0.20

Tabla 2. Diferencias en las variaciones de temperatura entre ambos pies.

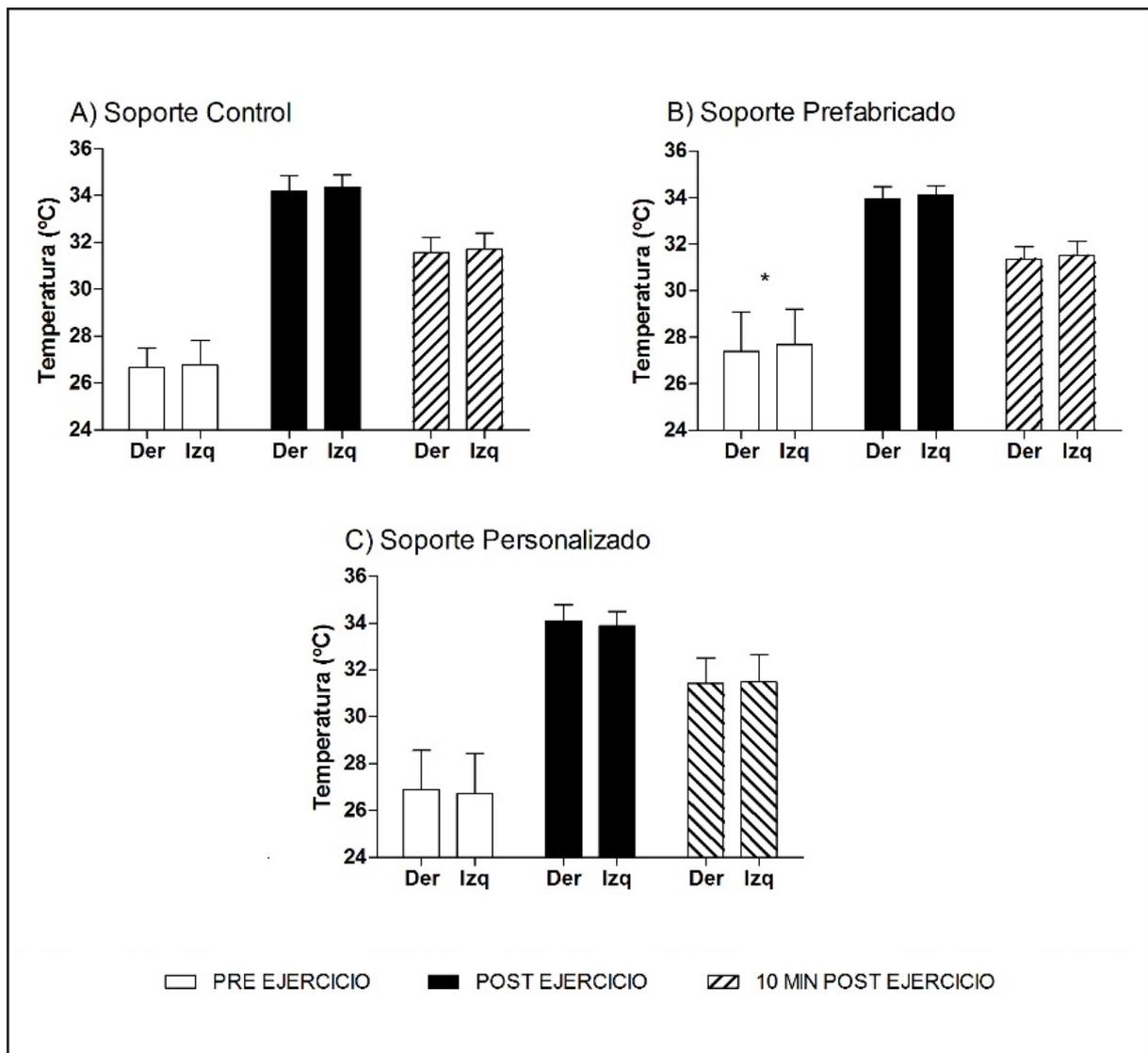


Figura 3. Diferencias en las temperaturas absolutas entre el pie derecho (Der) y el pie izquierdo (Izq) en cada uno de los momentos, para cada una de las condiciones de soporte plantar: A) Soporte Control, B) Soporte Plantar Prefabricado, C) Soporte Plantar Personalizado. * Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$).

Discusión

El principal objetivo del presente estudio fue analizar los efectos que tienen los soportes plantares prefabricados y personalizados en la temperatura superficial de las plantas de los pies antes, después y 10 minutos después de la carrera, así como la evolución de su simetría térmica. El principal hallazgo de la investigación fue que el uso de soportes plantares, tanto de los prefabricados como de los personalizados, no tuvo efecto en las temperaturas de las plantas de los pies, descartándose así la hipótesis inicial de que los soportes plantares personalizados producirían menores incrementos de la temperatura de la piel. Además, respecto a la hipótesis planteada en el comportamiento simétrico de ambas extremidades, los resultados cumplen con esta hipótesis, mostrándose un comportamiento simétrico entre ambos pies en todas las condiciones de soporte plantar.

El uso de soportes plantares, tanto prefabricados como personalizados, no ha afectado a las temperaturas absolutas de las plantas de los pies. Pese a que no existen estudios que midan los efectos de los soportes plantares en la temperatura superficial de las plantas de los pies, nuestros resultados no están en concordancia con la posible relación hallada entre las presiones plantares y la temperatura superficial [42], ya que como han demostrado diversos estudios, el uso de soportes plantares reduce las cargas de contacto [4, 28, 32] y, con ello, la temperatura superficial debería verse también reducida. Esta estabilidad de la temperatura en las tres condiciones podría entenderse desde el punto de vista del periodo de adaptación previo a las pruebas de laboratorio que los corredores han tenido a la nueva condición de soporte plantar, pudiendo haber reducido en gran medida los efectos de dichos soportes en la presión plantar y por lo tanto en la temperatura del pie. Por otro lado, la temperatura de la piel tiene una dependencia multifactorial [15], por lo que es posible que el efecto de la presión plantar no fuese lo suficientemente grande como para no ser neutralizado por otros factores que podrían entrar en juego (p.ej. la disi-

pación del calor por evaporación del sudor, el flujo sanguíneo, etc [39]).

Las mayores temperaturas de las plantas de los pies se dieron en el momento post ejercicio en todos los casos, resultados que concuerdan con los hallazgos de Merla et al. [31] en cuya investigación afirma que, durante la realización de actividad física intensa se produce una vasodilatación periférica en las zonas más activas del cuerpo, lo que produce un aumento del flujo de sangre y con ello el incremento de la temperatura superficial de la piel. No obstante, según los resultados obtenidos por otros autores [16, 26, 37, 38], estas temperaturas podrían variar en el caso de obtener una muestra más extensa o con un nivel de rendimiento superior, ya que el flujo sanguíneo puede variar en función del volumen total de la sangre, la tonicidad, el nivel de entrenamiento aeróbico y la edad de los participantes.

Por otra parte y previamente a comenzar con el análisis de las asimetrías térmicas, resulta fundamental considerar la importancia de la normalización de las variables. Esto es debido a que si analizamos las temperaturas absolutas, encontramos una asimetría en la temperatura pre ejercicio en el soporte plantar prefabricado que deja de ser importante una vez que estudiamos las variaciones de temperatura entre los diferentes momentos. Esta asimetría en el momento pre puede deberse a la baja reproducibilidad de las mediciones en las extremidades por la inestabilidad del flujo sanguíneo [52]. Los resultados parecen mostrar que el análisis de las variaciones de temperatura ayuda a reducir el efecto de dichos factores, como se ha observado previamente [48].

Teniendo en cuenta lo anteriormente descrito, podemos afirmar que los participantes del estudio son sanos a nivel plantar desde el punto de vista de la termografía infrarroja. Esto es debido a que no se han encontrado asimetrías térmicas entre el pie derecho y el pie izquierdo, siendo las diferencias de temperatura entre ambos inferiores a 0.3°C en todos los casos, lejos de los 0.7°C que se podrían considerar como disfunciones anatómicas o fisiológicas del cuerpo humano [23]. Otros autores, añaden que la temperatura del cuerpo

es constante [19, 35] y que el buen estado térmico se basa en la simetría entre las diferentes zonas del cuerpo, pudiendo ser consideradas grandes asimetrías un desequilibrio o deterioro de alguna de estas zonas [29]. Por todo ello, podemos deducir de nuestros resultados que tanto los soportes plantares prefabricados como los personalizados, desde el punto de vista térmico, no están siendo lesivos a nivel plantar durante la carrera, ya que los incrementos de temperatura se mantienen constantes entre ambos pies en todas las condiciones de soporte plantar.

El hecho de que no se hayan encontrado diferencias en la temperatura superficial de las plantas de los pies con el uso de soportes plantares en el presente estudio, puede indicar que el uso de soportes plantares en corredores sanos no tiene implicaciones, ni positivas ni negativas, desde el punto de vista térmico. Por ello, consideramos importante analizar otros parámetros biomecánicos que puedan verse afectados por el uso de soportes plantares como el confort, las presiones plantares o la cinemática de la carrera, entre otros.

La limitación principal del presente estudio es el bajo número de mujeres participantes ya que pueden afectar a la variabilidad de las tomas de las imágenes termográficas en función del momento en la ovulación en el que se encuentren [7, 27]. Otra limitación fue, que no se midieron las presiones plantares durante la carrera, lo que hubiese ayudado a corroborar la presente discusión. Por otro lado, no se controló que el forro de ambos soportes plantares (personalizado y prefabricado) fueran iguales, de tal forma que el rozamiento producido en las plantas de los pies por ambos soportes fuera el mismo. Por otro lado, creemos que estos resultados pueden ser una fuente de partida de hipótesis y discusión de resultados de futuros trabajos que analicen las temperaturas plantares con protocolos de fatiga más intensos o con poblaciones patológicas a nivel plantar.

Conclusiones

El comportamiento térmico de las plantas de los pies, sin soportes plantares es muy similar que con el uso de soportes plantares tanto

prefabricados como personalizados, dándose las mayores temperaturas en el momento post ejercicio en todos los casos. Se puede concluir que el uso de soportes plantares durante la carrera no comporta beneficios, pero tampoco resulta inconveniente desde el punto de vista térmico. Por todo ello, son necesarios futuros estudios que consideren poblaciones patológicas a nivel plantar, con el fin de conocer si el uso de soportes plantares podría reducir el riesgo de lesiones por estrés o sobreuso en estas poblaciones.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en lo concerniente al contenido del presente estudio.

Agradecimientos

Trabajo financiado por el proyecto DEP2013-48420-P, “Análisis de la plantilla deportiva: prefabricadas vs personalizadas sobre parámetros biomecánicos en fatiga durante la carrera”, Subdirección General de Proyectos de Investigación. Convocatoria Proyectos I+D “Excelencia”. Subprograma de Generación de Conocimiento, 2013, gobierno de España. Algunos autores agradecen al Ministerio de Educación, Cultura y Deporte, por la financiación de sus contratos predoctorales mediante el programa FPU.

Bibliografía

1. **Ammer K.** The Influence of Antirheumatic Creams and Ointments on the Infrared Emission of the Skin. Anonymous 1997. p. 18-20.
2. **Berthon P, Fellmann N, Bedu M, Beaune B, Dabonneville M, Coudert J, Chamoux A.** A 5-Min Running Field Test as a Measurement of Maximal Aerobic Velocity. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1997;75:233-238.
3. **Burns J, Landorf KB, Ryan MM, Crosbie J, Ouvrier RA.** Interventions for the Prevention and Treatment of Pes Cavus. Cochrane Database Syst. Rev. 2007.
4. **Burns J, Crosbie J, Ouvrier R, Hunt A.** Effective Orthotic Therapy for the Painful Cavus Foot. J Am Podiatr Med Assoc 2006;96:205-211.
5. **Carmona Gómez PM.** Influencia De La Información Termográfica Infrarroja En El Protocolo De

- Prevención De Lesiones De Un Equipo De Fútbol Profesional Español. (Influence of Infrared Thermographic Information in the Injury Prevention Protocol of a Professional Spanish Football Team). Tesis Doctoral, 2012.
6. **Chang W, Shih Y, Chen W.** Running Injuries and Associated Factors in Participants of ING Taipei Marathon. *Phys Ther Sport* 2012;13:170-174.
 7. **Charkoudian N, Stachenfeld N.** Sex Hormone Effects on Autonomic Mechanisms of Thermoregulation in Humans. *Auton. Neurosci.* 2015; 196:75-80.
 8. **Consejo Superior de Deportes (CSD).** Encuesta De Hábitos Deportivos 2015. 2016;.
 9. **Crabtree P, Dhokia VG, Newman ST, Ansell MP.** Manufacturing Methodology for Personalised Symptom-Specific Sports Insoles. *Robot Comput Integrated Manuf* 2009;25:972-979.
 10. **Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE.** Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:1325-1334.
 11. **Dinato RC, Ribeiro AP, Butugan MK, Pereira ILR, Onodera AN, Sacco ICN.** Biomechanical Variables and Perception of Comfort in Running Shoes with Different Cushioning Technologies. *J Sci Med Sport* 2015;18:93-97.
 12. **Dombroski CE, Balsdon MER, Froats A.** The use of a Low Cost 3D Scanning and Printing Tool in the Manufacture of Custom-made Foot Orthoses: A Preliminary Study. *BMC Res Notes* 2014;7:443.
 13. **Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P.** Effect of Foot Orthoses on Magnitude and Timing of Rearfoot and Tibial Motions, Ground Reaction Force and Knee Moment during Running. *J Sci Med Sport* 2009;12:679-684.
 14. **Ferber R, Hreljac A, Kendall KD.** Suspected Mechanisms in the Cause of Overuse Running Injuries: A Clinical Review. *Sports Health* 2009;1:242-246.
 15. **Fernández Cuevas I.** Effect of Endurance, Speed and Strength Training on Skin Temperature Measured by Infrared Thermography= Efecto Del Entrenamiento De Resistencia, Velocidad Y Fuerza En La Temperatura De La Piel a Través De La Termografía Infrarroja. Universidad Politécnica de Madrid, Tesis Doctoral, 2012.
 16. **Ferreira JJA, Mendoça LCS, Nunes LAO, Andrade Filho ACC, Rebelatto JR, Salvini TF.** Exercise-Associated Thermographic Changes in Young and Elderly Subjects. *Ann Biomed Eng* 2008;36:1420-1427.
 17. **Fields KB, Sykes JC, Walker KM, Jackson JC.** Prevention of Running Injuries. *Curr Sports Med Rep* 2010;9:176-182.
 18. **Fredericson M, Misra AK.** Epidemiology and Aetiology of Marathon Running Injuries. *Sports Med* 2007;37:437-439.
 19. **Frim J, Livingstone SD, Reed LD, Nolan RW, Limmer RE.** Body Composition and Skin Temperature Variation. *J Appl Physiol* 1990;68:540-543.
 20. **García-Pérez JA, Pérez-Soriano P, Llana S, Martínez-Nova A, Sánchez-Zuriaga D.** Effect of Overground Vs Treadmill Running on Plantar Pressure: Influence of Fatigue. 2013;38:929-933.
 21. **Gershon-Cohen J, Borden AGB, Hermel MB.** Thermography of Extremities After Smoking. *Br J Radiol* 1969;42:189-191.
 22. **Hawke F, Burns J, Radford JA, du Toit V.** Custom-made Foot Orthoses for the Treatment of Foot Pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2008.
 23. **Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K.** An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. *Sensors* 2010;10:4700-4715.
 24. **Hirschmüller A, Baur H, Müller S, Helwig P, Dickhuth HH, Mayer F.** Clinical Effectiveness of Customised Sport Shoe Orthoses for Overuse Injuries in Runners: A Randomised Controlled Study. *Br J Sports Med* 2011;45:959-965.
 25. **Johnston CaM, Taunton JE, Lloyd-Smith DR, McKenzie DC.** Preventing Running Injuries. Practical Approach for Family Doctors. 2003;49:1101-1109.
 26. **Kenney WL, Johnson JM.** Control of Skin Blood Flow during Exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:303-312.
 27. **Lee H, Petrofsky J, Shah N, Awali A, Shah K, Alotaibi M, Yim J.** Higher Sweating Rate and Skin Blood Flow during the Luteal Phase of the Menstrual Cycle. *Tohoku J Exp Med* 2014;234:117-122.
 28. **Lucas-Cuevas AG, Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, Macián-Romero C, Sánchez-Zuriaga D, Sánchez-Zuriaga D.** Effect of Custom-made and Prefabricated Insoles on Plantar Loading Parameters during Running with and without Fatigue. *J Sports Sci* 2014;32:1712-1721.
 29. **Marins JCB, Fernández Cuevas I, Arnaiz Lastras J, Fernandes AdA, Sillero Quintana M.** Aplicaciones De La Termografía Infrarroja En El Deporte: Una Revisión. *Infrared Phys Techn* 2015;805-824.
 30. **Mattila VM, Sillanpää PJ, Salo T, Laine H-, Mäenpää H, Pihlajamäki H.** Can Orthotic Insoles Prevent Lower Limb Overuse Injuries? A Randomized-Controlled Trial of 228 Subjects. *Scand J Med Sci Sports* 2011;21:804-808.
 31. **Merla A, Mattei PA, Di Donato L, Romani GL.** Thermal Imaging of Cutaneous Temperature Modifications in Runners during Graded Exercise. *Ann Biomed Eng* 2010;38:158-163.
 32. **Mickle KJ, Munro BJ, Lord SR, Menz HB, Steele JR.** Gait, Balance and Plantar Pressures in Older People with Toe Deformities. *Gait Posture* 2011;34:347-351.
 33. **Murphy K, Curry EJ, Matzkin EG.** Barefoot Running: Does it Prevent Injuries? *Sports Med* 2013;43:1131-1138.
 34. **Nigg BM.** The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clin J Sport Med* 2001;11:2-9.

35. **Niu HH, Lui PW, Hu JS, Ting CK, Yin YC, Lo YL, Liu L, Lee TY.** Thermal Symmetry of Skin Temperature: Normative Data of Normal Subjects in Taiwan. *Chin Med J* 2001;64:459-468.
36. **O'Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheit B.** Effect of Cushioned Insoles on Impact Forces during Running. *J Am Podiatr Med Assoc* 2008;98:36-41.
37. **Petrofsky JS, Lohman E, Suh HJ, Garcia J, Anders A, Sutterfield C, Khandge C.** The Effect of Aging on Conductive Heat Exchange in the Skin at Two Environmental Temperatures. *Med Sci Monit* 2006;12:R400-408.
38. **Pierzga JM, Frymoyer A, Kenney WL.** Delayed Distribution of Active Vasodilation and Altered Vascular Conductance in Aged Skin. *J Appl Physiol* 2003;94:1045-1053.
39. **Priego Quesada JI, Lucas-Cuevas AG, Gil-Calvo M, Giménez JV, Aparicio I, Cibrián Ortiz de Anda RM, Salvador Palmer R, Llana-Belloch S, Pérez-Soriano P.** Effects of Graduated Compression Stockings on Skin Temperature After Running. *J Therm Biol* 2015;52:130-136.
40. **Reinberg A.** Circadian Changes in the Temperature of Human Beings. *Bibl Radiol* 1975;128.
41. **Saragiotto BT, Yamato TP, Lopes AD.** What do Recreational Runners Think about Risk Factors for Running Injuries? A Descriptive Study of their Beliefs and Opinions. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44:733-738.
42. **Shimazaki Y, Murata M.** Effect of Gait on Formation of Thermal Environment Inside Footwear. *Appl Ergon* 2015;49:55-62.
43. **Steketee J.** Spectral Emissivity of Skin and Pericardium. *Phys Med Biol* 1973;18:686-694.
44. **Tagliabue A, Terracina D, Cena H, Turconi G, Lanzola E, Montomoli C.** Coffee Induced Thermogenesis and Skin Temperature. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1994;18:537.
45. **Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD.** A Retrospective Case-Control Analysis of 2002 Running Injuries. *Br J Sports Med* 2002;36:95-101.
46. **van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW.** Incidence and Determinants of Lower Extremity Running Injuries in Long Distance Runners: A Systematic Review. *Br J Sports Med* 2007;41:469-480.
47. **Vardasca R, Ring E, Plassmann P, Jones C.** Thermal Symmetry of the Upper and Lower Extremities in Healthy Subjects. *Thermol Int* 2012;22:53-60.
48. **Vargas JVC, Brioschi ML, Dias FG, Parolin MB, Mulinari-Brenner FA, Ordóñez JC, Colman D.** Normalized Methodology for Medical Infrared Imaging. *infrared Phys Techn* 2009;52:42-47.
49. **Willems TM, De Ridder R, Roosen P.** The Effect of a Long-Distance Run on Plantar Pressure Distribution during Running. *Gait Posture* 2012;35:405-409.
50. **Withnall R, Eastaugh J, Freemantle N.** Do Shock Absorbing Insoles in Recruits Undertaking High Levels of Physical Activity Reduce Lower Limb Injury? A Randomized Controlled Trial. *J R Soc Med* 2006;99:32-37.
51. **Yavuz M, Brem RW, Davis BL, Patel J, Osbourne A, Matassini MR, Wood DA, Nwokolo IO.** Temperature as a Predictive Tool for Plantar Triaxial Loading. *J Biomech* 2014;47:3767-3770.
52. **Zaproudina N, Varmavuo V, Airaksinen O, Närhi M.** Reproducibility of Infrared Thermography Measurements in Healthy Individuals. *Physiol Meas* 2008;29:515-524.

Efectos de la existencia de capa elástica en los sistemas de césped artificial de tercera generación y la velocidad de carrera sobre la respuesta biomecánica de atenuación de impactos en jugadores de fútbol

Accésit SIBB 2015

A. GARCIA-GALLART, A. ENCARNACIÓN-MARTÍNEZ, A. GALLARDO,
J.A. SÁNCHEZ, J. SÁNCHEZ-SÁNCHEZ, I. CHICOY
Departamento de Deporte, Universidad Católica de Murcia (UCAM)

Resumen

El objetivo del estudio fue comparar la influencia de la capa elástica con otros componentes estructurales sobre la magnitud y atenuación de impactos en diferentes sistemas de césped artificial (SCA) de tercera generación. Para ello, 12 participantes fueron evaluados sobre cuatro SCA, con características estructurales diferentes, mediante un test lineal de carrera a tres velocidades distintas (V1: 3,33 m/s, V2: 4 m/s y V3: velocidad máxima) con dos acelerómetros triaxiales situados en tibia y cabeza. El pico de aceleración en tibia fue significativamente menor en SCA4 (sub-base de terreno natural, mayor longitud de fibra y cantidad de relleno) a V3 y menor que SCA1 (fibra de menor longitud y menor cantidad de relleno) y SCA3 (mayor longitud de la fibra, mayor cantidad de relleno y sub-base asfáltica) a V1 y V2. Mientras SCA3, presentó una mayor atenuación con respecto a SCA1 y SCA2 (características estructurales similares a SCA1 y con capa elástica) a V1 y con SCA2 a V2. La capa elástica puede tener una influencia menor que la longitud de la fibra, la cantidad de relleno y la sub-base en la magnitud de los picos de impacto a velocidades máximas y en su capacidad de atenuación a velocidades lentas y moderadas.

Palabras clave: *Césped artificial, capa elástica, fútbol, impactos, atenuación.*

Abstract

The aim was to compare the influence of elastic layer with other structural components on impact level and attenuation in different artificial turf systems (SCA) of third generation. To this end, 12 participants were evaluated on four SCA with different structural characteristics. A run linear test at three different speeds (V1: 3,33 m/s, V2: 4 m/s V3: maximum speed) was used and two triaxial accelerometers were placed in tibia and head. Tibial acceleration peak was significantly lower in SCA4 (sub-base of natural terrain, greater fiber height and infill) to V3 and lower than SCA1 (less fiber height and infill) and SCA3 (greater fibre height and infill and asphaltic sub-base) to V1 and V2. While SCA3, presented a greater attenuation that SCA1 and SCA2 (similar to SCA1 and elastic layer) to V1 and V2 and with SCA2 to V2. Elastic layer may have a minor influence than fibre height, amount of infill and sub-base material on tibial acceleration peak at maximum speeds and attenuation to slow and moderate speeds.

Keywords: *Artificial turf, shock-pad, football, impact, attenuation.*

Correspondencia:

Correspondencia: A. García-Gallart
Departamento de Deporte, Universidad Católica de Murcia (UCAM)
Guadalupe, Murcia, 30107, España
E-mail: agarcia493@alu.ucam.edu

Introducción

El fútbol es el deporte más popular del mundo [1], el cual se desarrolló para ser practicado principalmente sobre hierba natural [2]. A pesar de ello, en los años 60 surgió el césped artificial con el objetivo de alzarse como sustituto de la hierba natural [3] debido a su mayor nivel de explotación deportiva, menor coste de mantenimiento, mejor sostenibilidad en instalaciones cubiertas, mejor resistencia a los efectos climáticos y a poder emplearse como medio de explotación económica [3-5].

Se ha demostrado que la superficie es un elemento determinante en la absorción de impactos que se producen con cada contacto del deportista con el suelo [4, 6, 7], los cuales son transmitidos y absorbidos por todo el cuerpo desde el pie hasta la cabeza [8-10] y considerados como uno de los tipos de estrés aplicados a una estructura más importantes [6]. Esta propiedad de atenuación o absorción del pavimento, es la capacidad del mismo para disminuir las fuerzas de impacto que recibe el deportista en diferentes acciones como correr o saltar [11], especialmente importante en deporte de alto impacto como el fútbol, en el cual se combinan fases de alta intensidad con periodos en reposo, desencadenando acciones como carrera, saltos y golpes con aceleraciones frecuentes y cambios de dirección [12].

Dichas fuerzas de impacto o choques pueden ser pasivas o activas [6], vinculándose a nivel científico un papel determinante de las fuerzas o impactos pasivos en la mayoría de lesiones por sobre uso [13], ya que pueden alcanzar una magnitud de 1 hasta 3 [14] o incluso 5 veces [6] el peso corporal aproximadamente entre los 25 [15], 30 [6] o 50 ms [16] después del primer contacto con el suelo. Esto, unido a la distancia media recorrida por partido en este deporte, entre 8 y 12 kilómetros por cada jugador [17], y a una posible falta de disipación de los impactos recibidos, puede conllevar a la recepción de elevadas fuerzas que pueden producir sobrecargas y lesiones [11, 18]. Debido a ello, el choque debe ser atenuado, además de por el riesgo de lesiones que implica, para prevenir la disrupción de los sistemas vestibulares y visuales que se produce por las aceleraciones excesivas en la cabeza [9, 19-23].

Las ondas de choque son disipadas internamente por estructuras pasivas y por movimientos activos [18], además de por componentes externos como el calzado y la superficie [10]. En este sentido, el césped artificial se encuentra formado principalmente por un soporte base o baking, relleno (ya sea reciclado o caucho virgen), y fibra, pudiendo incluir en algunos casos una capa elástica o shock-pad [3], donde el impacto es absorbido debido a la compactación de las fibras [24] y por factores determinantes para las propiedades de impacto como son la presencia o no de capa elástica debajo de la superficie y el tipo y cantidad de relleno [25, 26]. En cuanto a la capa elástica, su inclusión proporciona un mantenimiento de las propiedades rigidez y absorción de impactos durante la vida útil del pavimento, previene el deterioro del mismo por la compactación del relleno y mantiene un rendimiento uniforme a pesar de las posibles variables de la altura de relleno ocasionadas por la práctica deportiva [27]. Por el contrario, supone un mayor coste inicial, no proporciona una mejora en la calidad del juego, al aumentar la elasticidad hace el terreno más lento, dificulta los desplazamientos laterales, aumenta la intensidad de los esfuerzos y se parece menos a las sensaciones de la hierba natural [5].

Debido al gran aumento del número de campos de césped artificial en los últimos años [28], a que la última versión de este tipo de pavimentos, el césped artificial de tercera generación (3G), presenta comportamientos similares a la hierba natural [3, 29-31], y a que posiblemente las diferencias entre la hierba natural y el césped artificial podrían ser inferiores que las presentes entre diferentes sistemas de césped artificial (SCA) con características estructurales distintas [32, 33], nuestro objetivo fue comparar la influencia de la capa elástica, en la respuesta biomecánica de la interacción jugador-superficie, sobre otros componentes estructurales en la magnitud y la atenuación de las ondas de choque en diferentes SCA de 3G.

Materiales y métodos

Participantes

Formaron parte del estudio un total de 12 participantes (N=12) de sexo varón y una edad

media de $24,33 \pm 3,73$ años, una masa de $73,54 \pm 5,50$ kg, una altura de $178,25 \pm 4,13$ cm y una experiencia deportiva de $13,67 \pm 4,31$ años. Los participantes fueron hombres sanos, sin lesiones en el momento de la investigación ni en los 6 meses previos a ella y practicaban fútbol un mínimo de 3 veces a la semana durante los últimos 4 años sobre césped artificial.

Cabe destacar que los participantes fueron informados de las características del estudio y firmaron un consentimiento informado de acuerdo con la Declaración de Helsinki (2013).

Diseño experimental

Los participantes fueron evaluados sobre 4 SCA de 3G de la marca Mondo (Mondo Ibérica S. A., Zaragoza, España) con características estructurales distintas. Para garantizar un estado de conservación homogéneo, se cumplieron con los requerimientos establecidos en la

norma UNE-EN 15330-1:2014 y en estudios previos de referencia [26, 27, 33]. Además, todos tenían una antigüedad inferior a los 5 años, un uso deportivo por debajo de las 35 horas/semana y un mantenimiento específico muy similar. Sus diferencias radicaban en la longitud de la fibra, el tipo de relleno, el tipo de sub-base y la presencia o no de capa elástica o shock-pad (tabla 1).

La prueba consistió en un test lineal de carrera de 20 metros, en una franja de dicha distancia en la parte central del campo en cada uno de los SCA. Con el objetivo de evaluar la magnitud y la transmisibilidad del impacto en la interacción jugador-superficie, se detectaron los picos de aceleración en tibia (PAT) y cabeza (PAC) y se calculó la magnitud de atenuación del impacto (MAI), es decir, cuanto porcentaje de aceleración registrado en la tibia es atenuado hasta que llega a la cabeza (figura 1). Se

SCA	Fibra	Relleno	Sub-base	Capa elástica
1	RM 3NX - 45 mm	A (20 Kg/m ²) + Ecofill (9 Kg/m ²)	AS	No
2	RM 3NX - 45 mm	A (20 Kg/m ²) + Ecofill (9 Kg/m ²)	AS	Sí (17 mm)
3	RM 4NX - 60 mm	A (16 Kg/m ²) + SBR (17 Kg/m ²)	AS	No
4	RM 4NX - 60 mm	A (16 Kg/m ²) + SBR (17 Kg/m ²)	TN	No

SCA: Sistema de césped artificial. RM: Recta-monofilamentos. A: Arena. Ecofill: Caucho virgen termoplástico. SBR: Caucho Estireno Butadieno. AS: Asfalto. TN: Terreno natural.

Tabla 1. Características estructurales de los sistemas de césped artificial.

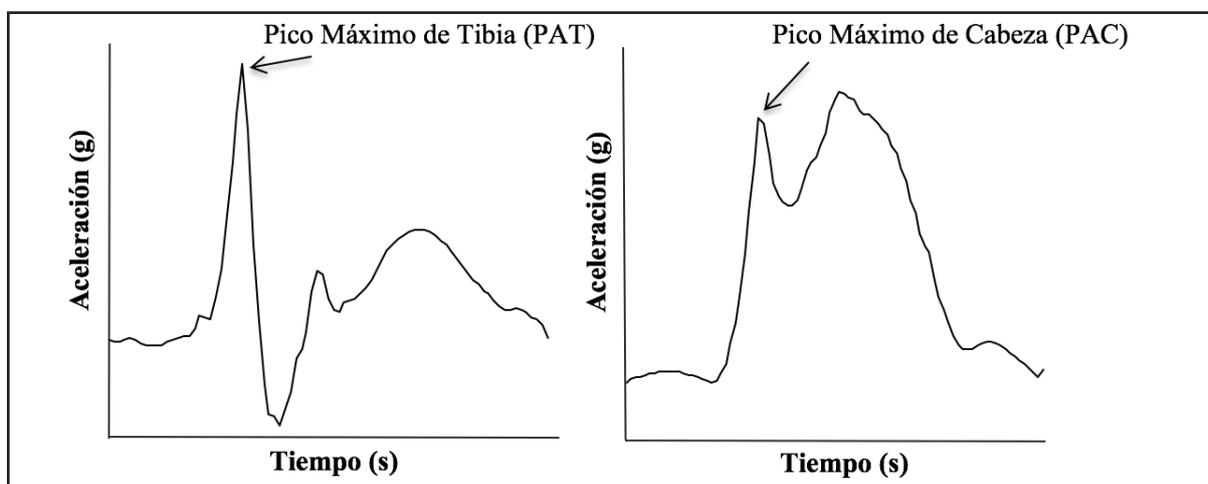


Figura 1. Localización de pico máximo en señal de tibia (izquierda) y cabeza (derecha).

empleó un sistema de acelerometría inalámbrica de baja masa [8] y de tipo triaxial (Blautic, Valencia, España), con una frecuencia de muestreo de 300 Hz y un rango de medición de hasta 16 g. Los acelerómetros fueron colocados sobre prominencias óseas en la parte medial y anterodistal de la tibia derecha y en el hueso frontal del cráneo de los participantes [34] con cinta de doble cara a la piel y se reforzó su sujeción con cintas de neopreno ajustando la presión hasta el límite de confort de los participantes [35].

Tras la instrumentación y posterior calibración del sistema de acelerometría, los participantes llevaron a cabo un calentamiento previo al test de 12 minutos, compuesto por ejercicios de carrera continua moderada, estiramientos balísticos de la musculatura del miembro inferior y series de carrera en creciente intensidad, donde al finalizar el mismo, probaron los ritmos de carrera establecidos excepto para la condición de velocidad máxima, hasta que se sintieron confortables con las condiciones de estudio.

El test lineal fue realizado mediante tres velocidades distintas de carrera, controladas mediante un sistema de células fotoeléctricas (Microgate, Bolzano, Italia) colocadas en los 5 metros centrales del pasillo de carrera. La primera velocidad (V1) fue marcada a 3,33 m/s [36, 37], siendo la velocidad más utilizada en la mayoría de estudios consultados, mientras la segunda velocidad (V2) fue de 4 m/s [9, 38-41], considerada como alta y empleada en estudios consultados. Además, al ser en la cantidad de trabajo a alta intensidad y sprint, la cual representa entre el 1 y el 12% del tiempo total de un partido [42] manifestándose en rangos de 10 a 30 metros o de 2 a 4 segundos [43], donde se encuentran los momentos decisivos para el resultado del mismo [44], determinamos una tercera velocidad (V3) que fuera la máxima posible en 20 metros.

Cabe destacar que el orden de las velocidades fue aleatorizado, se llevaron a cabo tres repeticiones para cada condición de velocidad, aceptando por válidas aquellas repeticiones con una desviación en la velocidad del $\pm 5\%$

con respecto a la velocidad fijada para cada condición, debiendo repetir el intento si no se ajustaba a dichos límites. En cuanto a la señal de acelerometría, fue registrada durante 5 segundos, los cuales coincidían con el paso por la zona central donde estaban ubicadas las fotocélulas con el objetivo de garantizar la estabilidad de la velocidad y evitar los momentos de aceleración inicial y de desaceleración final de los test [8]. Además, se mantuvo un descanso de 2 minutos entre cada repetición para evitar la fatiga y las pruebas fueron realizadas con un descanso mínimo de 48 horas entre ellas para evitar los efectos de la fatiga.

Análisis estadístico

Terminada la toma de datos, los datos fueron ordenados y la señal de acelerometría fue procesada aplicando un filtro de paso bajo Butterworth de segundo orden de 60 Hz [9]. Tras ello, las variables de estudio fueron calculadas a través de una rutina creada exclusivamente para la extracción de las mismas en el programa MATLAB R2013b (MathworksInc, Natick, MA).

Una vez extraídos los datos de las variables de interés, se realizó un análisis estadístico mediante el programa SPSS 19 (SPSS Inc., an IBM Company, Chicago, IL, USA). Por un lado, se llevó a cabo un análisis exploratorio donde se comprobó la normalidad de la muestra mediante la prueba Shapiro-Wilk y la homogeneidad de las varianzas mediante el test de Levene. Se realizó un ANOVA de medidas repetidas de dos factores para determinar la existencia de diferencias entre SCA y entre las velocidades de carrera. Se aplicó una prueba post-hoc de Bonferroni o Games-Howell, según la distribución normal o no de los datos, para determinar las diferencias específicas entre SCA y entre velocidades. Se estableció un valor de $p < 0.05$ como valor significación estadística. Por último, fueron calculados los intervalos de confianza (CI 95%) de dichas diferencias y el tamaño del efecto a través de la d de Cohen (d), donde los valores entre 0 y 0.2 representaban un tamaño del efecto pequeño, moderado entre 0.5 y 0.8 y alto con valores superiores a 0.8 [45].

Resultados

PAT

Los resultados, visibles en la tabla 2, muestran que el pico de aceleración en tibia (PAT) fue significativamente menor a velocidad lenta y moderada en SCA4 en comparación con SCA1 ($p = 0.001$, $d = 0.546$, 95% CI = -1.01 / -0.95 para V1 y $p = 0.041$, $d = 0.079$, 95% CI = -0.27 / -0.07 para V2) y SCA3 ($p = 0.002$, $d = 0.784$, 95% CI = -1.39 / -1.89 para V1 y $p = 0.014$, $d = 0.558$, 95% CI = -1.39 / -0.83 para V3). Además, SCA4 mostró un PAT significativamente menor que SCA1 ($p = 0.003$, $d = 1.712$, 95% CI = -1.71 / -1.67), SCA2 ($p = 0.009$, $d = 1.665$, 95% CI = -1.59 / -1.27) y SCA3 ($p = 0.001$, $d = 2.363$, 95% CI = -2.16 / -1.76) a velocidades máximas.

PAC

Con respecto al pico de aceleración en cabeza (PAC), no se encontraron diferencias significativas entre los distintos SCA de 3G.

MAI

Por otro lado, a pesar no encontrar diferencias a velocidades máximas en la magnitud de atenuación del impacto (MAI), ésta fue significativamente mayor en SCA3 con respecto a SCA1 ($p = 0.000$, $d = 1.265$, 95% CI = 2.85 / 6.67) y SCA2 ($p = 0.007$, $d = 0.915$, 95% CI = 1.67 / 7.41) a velocidades lentas y mayor que SCA2 ($p = 0.028$, $d = 0.879$, 95% CI = 3.27 / 3.77) a velocidades moderadas.

Discusión

PAT

La sub-base tiene la función de soportar y transmitir las cargas ocasionadas en la superficie [27]. En este sentido, los valores de PAT son menores en SCA4 a velocidad lenta y moderada que SCA1 y SCA3, siendo significativamente menor con respecto a los demás a velocidades máximas. Estos resultados en los picos de impacto de tibia, nos podrían indicar que la capacidad amortiguadora de la

		SCA1	SCA2	SCA3	SCA4
PAT (g)	V1	8.20 ± 1.77 ^d	7.68 ± 2.09	8.86 ± 2.28 ^d	7.22 ± 1.83 ^{ac}
	V2	9.16 ± 2.07 ^d	8.59 ± 2.2	10.10 ± 1.75 ^d	8.99 ± 2.25 ^{ac}
	V3	11.74 ± 0.97 ^d	11.48 ± 0.73 ^d	12.01 ± 0.65 ^d	10.05 ± 1.01 ^{abc}
PAC (g)	V1	1.84 ± 0.4	1.76 ± 0.41	1.87 ± 0.5	1.35 ± 0.37
	V2	2.11 ± 0.58	2.09 ± 0.48	2.23 ± 0.47	1.67 ± 0.37
	V3	2.98 ± 0.59	2.8 ± 0.58	2.76 ± 0.44	2.79 ± 0.35
MAI (%)	V1	63.12 ± 4.97 ^c	63.22 ± 6.68 ^c	67.76 ± 1.6 ^{ab}	67.36 ± 7.17
	V2	64.25 ± 4.4	63.69 ± 3.79 ^c	67.21 ± 4.23 ^b	67.19 ± 4.1
	V3	62.13 ± 13.35	66.19 ± 5.02	65.07 ± 11.79	63.86 ± 6.87
<p>SCA: Sistema de césped artificial. PAT: Pico Aceleración Tibia. PAC: Pico Aceleración Cabeza. MAI: Magnitud Atenuación Impacto. V1: 3.3 m/s. V2: 4m/s. V3: velocidad máxima. ^{a,b,c,d} Diferencias significativas ($p < 0.05$) con campos (a) SCA1, (b) SCA2, (c) SCA3, (d) SCA4.</p>					

Tabla 2. Resultados de las variables analizadas sobre los diferentes SCA.

capa elástica (presente en SCA2) a velocidades lentas y moderadas, podría suplirse añadiendo una mayor longitud de fibra, cantidad de relleno y una sub-base de terreno natural, presentes en SCA4, ya que el efecto de la capa elástica a velocidades submáximas es diluido a velocidades máximas, donde la presencia de dicha sub-base natural en SCA4 podría ser ventajosa para la eficiencia de los componentes de impacto a sprint. El resto de SCA presentaban una sub-base asfáltica, lo que añadido a la menor longitud de la fibra en SCA1 y SCA2 y la menor cantidad de relleno, en base a la evidencia sobre el asfalto, podrían tener una capacidad de atenuación menor, ya que presenta unos choques más duros y no absorbe el impacto con tanta eficacia como superficies más blandas [46, 47] como en el terreno natural de SCA4, presentando una excelente absorción [46, 47].

PAC

No se encontraron diferencias significativas en PAC, aspecto que concuerda con evidencias previas, ya que el sistema de protección corporal mantiene constantes los impactos que llegan a cabeza para prevenir la disrupción de los sistemas vestibulares y visuales que se podrían producir por las aceleraciones excesivas en la cabeza [9, 19-23].

MAI

Artículos previos han descrito una mayor absorción del impacto en SCA de 3G con capa elástica y una cantidad de relleno aumentada [25, 26]. Ciertamente es que estos mismos autores emplearon calzado multitaco, el cual presenta mayor grosor en la suela, que parece aumentar la absorción del impacto. Por otro lado, en otro estudio [33] compararon cuatro SCA con características estructurales diferentes, encontrando un porcentaje mayor de reducción de fuerzas ($69.83 \pm 1.18\%$) en SCA con sub-base de grava compacta y capa elástica de 23 mm de espesor, relleno de arena (15 kg/m^2) y caucho SBR (8 kg/m^2) y una altura de fibra de polietileno de 45 mm. Éste campo, denominado en el artículo original como Sistema 2, se diferenciaba del Sistema 4 en la sub-base asfáltica y en el menor espesor de la capa elástica (12 mm) de

este último, con un porcentaje de reducción de $48.07 \pm 3.67\%$. Mientras los Sistemas 1 y 3, poseían una altura de la fibra mayor (60 mm), mayor cantidad de arena (20 kg/m^2) y caucho SBR (13 kg/m^2), no incorporaban capa elástica y la sub-base era de grava compacta y asfalto respectivamente, manifestando un porcentaje de reducción de $51.30 \pm 2.52\%$ y $60.10 \pm 2.04\%$ [33].

En nuestra investigación, SCA3 permite atenuar en mayor porcentaje el impacto durante velocidades lentas en comparación con SCA1 y SCA2, y en velocidades moderadas con respecto a SCA2. Estos resultados, debido a los componentes estructurales de SCA3, para la muestra de jugadores y SCA seleccionados no concuerdan con las investigaciones precedentes que concluyen que la presencia de capa elástica deriva en una mayor atenuación de los impactos [25, 26, 33].

Nuestros resultados deben tomarse con cautela, ya que Sánchez-Sánchez, et al. [27] sugieren tras un análisis de regresión lineal, que la capa elástica tiene un papel significativo en las propiedades mecánicas de los SCA, siendo más influyente que la sub-base y el año de evaluación. Estos autores muestran en un análisis longitudinal que los SCA con capa elástica manifestaban una reducción de fuerzas significativamente mayor que los SCA que carecían de la misma, debido a que compensa la pérdida de elasticidad provocada por la reducción en la fibra con el paso del tiempo. Además, evidencian el papel de la capa elástica en la conservación de las propiedades del pavimento y en el aumento de la vida útil de los mismos, ya que reduce los efectos de uso. Cabe destacar que estas posibles diferencias entre los resultados de estos investigadores [27] y los presentes en nuestro estudio puedan deberse a las diferentes metodologías empleadas, ya que estos autores evaluaron el comportamiento mecánico de SCA de 3G con una antigüedad suficiente para mostrar el deterioro derivado de un uso deportivo. Mientras en nuestra investigación, se registraron parámetros biomecánicos de la interacción jugador-superficie en SCA de 3G que presentaban un estado de conservación homogéneo, así como una antigüedad, uso deportivo y mantenimiento similar. Por ello, cabe matizar que la presencia de capa elástica en SCA de 3G de una anti-

güedad inferior a 5 años y un mantenimiento y uso similares, no proporciona una capacidad de atenuación de impactos mayor que otros sistemas que carezcan de ella. A pesar de ello, habría que analizar el efecto de la capa elástica en estos SCA sobre las características de atenuación de impactos cuando, por la antigüedad y el uso, se haga evidente el desgaste de sus componentes.

Por otro lado, la mayor cantidad de relleno en SCA3 y SCA4 (SBR) con respecto a SCA1 y SCA2 (virgen termoplástico Ecofill), podría afirmar el papel determinante de este componente en la atenuación de impactos como reflejan otras investigaciones [25, 26], no afectando a los resultados que el tipo de relleno sea distinto [48]. Esto, unido a la fibra de mayor longitud (60 mm en SCA3 y SCA4) puede convertir estos pavimentos en superficies más blandas, lo que favorecería su comportamiento ante la magnitud y la transmisión de impactos [46, 47].

Conclusión

Los resultados mostrados en nuestro estudio reflejan, para la muestra y los sistemas de césped artificial seleccionados, que la presencia de capa elástica en sistemas de césped artificial de tercera generación puede tener una influencia menor en la respuesta biomecánica de la interacción jugador-superficie que otros componentes estructurales como la longitud de la fibra, la cantidad de relleno y el material de la sub-base tanto en la magnitud de los picos de impacto en tibia a velocidades máximas, como en la capacidad de atenuación de dichos impactos a velocidades lentas y moderadas en sistemas de césped artificial de tercera generación con una antigüedad inferior a 5 años, un uso deportivo inferior a 35 horas/semana, un estado de conservación homogéneo y mantenimiento similar.

Agradecimientos

Esta investigación fue llevada a cabo en la Universidad Católica de Murcia y financiada gracias a una ayuda del plan propio de investigación PMAFI 21/14.

Bibliografía

1. **Reilly T, Bangsbo J, Franks A.** Anthropometric and physiological predispositions for elite soccer. *J Sport Sci* 2000;18(9):669-683.
2. **Ekstrand J, Nigg BM.** Surface-related injuries in soccer. *Sport Med* 1989;8(1):56-62.
3. **Burillo P, Felipe JL, Gallardo A, Gallardo L, Sanchís M, Gude R, et al.** La revolución del pavimento en el fútbol. El césped artificial. Valencia: Servicio de Publicaciones de la Universidad de Valencia, 2010.
4. **Nigg BM, Yeadon MR.** Biomechanical aspects of playing surfaces. *J Sport Sci* 1987;5(2):117-145.
5. **Párraga JA, Sánchez A.** Estudio comparativo sobre los costes de mantenimiento y rentabilidad económica, social y deportiva entre campo de fútbol con pavimentos de césped natural y artificial en el ámbito universitario. *Eur J Hum Mov* 2002;8:21-46.
6. **Hreljac A.** Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(5):845-849.
7. **Nigg BM, Cole GK, Brüggemann G.** Impact forces during heel-toe running. *J Appl Biomech* 1995;11:407-432.
8. **Encarnación-Martínez A, Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S.** Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between Nordic Walking and Walking. *Res Q Exerc Sport* 2015;86(1):94-99.
9. **Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J.** Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Health Sci* 2014;3(2):113-121.
10. **Mercer JA, Bates BT, Dufek JS, Hreljac A.** Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *J Sport Sci* 2003;21(11):911-919.
11. **Sanchis M, Rosa D, Pérez V, Lahuerta R, Alcántara E.** Introducción a los pavimentos deportivos. En: Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, editores. *Biomecánica Básica Aplicada a la Actividad Física y el Deporte*. 1a ed. Badalona: Paidotribo, 2015. p. 313-328.
12. **Sánchez-Sánchez J, García-Unanue J, Jiménez-Reyes P, Gallardo A, Burillo P, Felipe JL, et al.** Influence of the Mechanical Properties of Third-Generation Artificial Turf Systems on Soccer Players' Physiological and Physical Performance and Their Perceptions. *PLOS ONE* 2014; 9(10):e111368.
13. **Benson LC, O'Connor KM.** The Effect of Exertion on Joint Kinematics and Kinetics During Running Using a Waveform Analysis Approach. *J Appl Biomech* 2015;31:250-257.
14. **De Wit B, De Clercq D, Aerts P.** Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 2000;33(3):269-278.
15. **Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ.** Foot

- strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res* 2007;21(3):888-893.
16. **Wright IC, Neptune RR, van Den Bogert AJ, Nigg BM.** Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clin Biomech* 1998;13(7):521-531.
 17. **Bangsbo J, Mohr M, Krstrup P.** Physical and metabolic demands of training and match-play in the elite football player. *J Sport Sci* 2006;24(7):665-674.
 18. **Blackah N, Bradshaw EJ, Kemp JG, Shoushtarian M.** The Effect of Exercise-Induced Muscle Damage on Shock Dissipation during Treadmill Running. *Asian J Sports Med* 2013;10(1):16-30.
 19. **Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE.** Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:128-135.
 20. **Edwards WB, Derrick TR, Hamill J.** Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *J Appl Biomech* 2012;28:502-510.
 21. **Pozzo T, Berthoz A, Lefort L, Vitte E.** Head stabilization during various locomotor tasks in humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Exp Brain Res* 1991;85:208-217.
 22. **Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM.** Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *J Biomech* 1996;29:1531-1537.
 23. **Hamill J, Derrick TR, Holt KG.** Shock attenuation and stride frequency during running. *Hum Mov Sci* 1995;14:45-60.
 24. **Anderson LJ, Fleming PR, Ansarifar A.** Shock Absorbing Layers for Synthetic Sports Pitches. *Eng Sport* 2004;5:509-516.
 25. **McGhie D, Ettema G.** Biomechanical analysis of surface-athlete impacts on third-generation artificial turf. *Am J Sports Med* 2013;41(1):177-185.
 26. **Alcántara E, Gámez J, Rosa D, Sanchis M.** Analysis of the influence of rubber infill morphology on the mechanical performance of artificial turf surfaces for soccer. *J Sports Eng Technol* 2009;223:1-9.
 27. **Sánchez-Sánchez J, Felipe JL, Burillo P, del Corral J, Gallardo L.** Effect of the structural components of support on the loss of mechanical properties of football fields of artificial turf. *J Sport Eng Technol* 2014; 228(3):155-164.
 28. **Burillo P, Gallardo L, Felipe JL, Gallardo AM.** Mechanical assessment of artificial turf football pitches: The consequences of no quality certification. *Sci Res Essays* 2012;7(28):2457-2465.
 29. **Ekstrand J, Timpka T, Häggglund M.** Risk of injury in elite football played on artificial turf versus natural grass: a prospective two-cohort study. *Brit J Sport Med* 2006;40:975-980.
 30. **Fuller CW, Dick RW, Corlette J, Schmalz R.** Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 1: match injuries. *Brit J Sport Med* 2007;41(1):20-26.
 31. **Fuller CW, Dick RW, Corlette J, Schmalz R.** Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 2: training injuries. *Brit J Sport Med* 2007;41(1):27-32.
 32. **Potthast W, Verhelst R, Hughes M, Stone K, De Clercq, D.** Football-specific evaluation of player-surface interaction on different football turf system. *Sport Technol* 2010;3(1):5-12.
 33. **Sánchez-Sánchez J, García-Unanue J, Jiménez-Reyes P, Gallardo A, Burillo P, Felipe JL, et al.** Influence of the Mechanical Properties of Third-Generation Artificial Turf Systems on Soccer Players' Physiological and Physical Performance and Their Perceptions. *PLOS ONE* 2014;9(10):e111368.
 34. **Lafortune MA, Hennig EM.** Contribution of angular motion and gravitation to tibial acceleration. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23(3):360-363.
 35. **Derrick T, Dereu D, McLean S.** Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:998-1002.
 36. **Bahlsen HA, Nigg BM.** Influence of attached masses on impact forces and running style in heel-toe running. *Int J Biomech* 1987;3:264-275.
 37. **Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J.** Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(5):838-844.
 38. **Boyer KA, Nigg BM.** Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *J Biomech* 2004;37(10):1583-1588.
 39. **Hamill J, Russell EM, Gruber AH, Miller R.** Impact characteristics in shod and barefoot running. *Footwear Sci* 2011;3(1):33-40.
 40. **Nigg BM, Bahlsen HA.** Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *Int J Sport Biomech* 1988;4(3):205-219.
 41. **Shorten MR, Winslow DS.** Spectral analysis of impact shock during running. *Int J Sport Biomech* 1992;8:288-304.
 42. **Di Salvo V, Baron R, González-Haro C, Gormasz C, Pigozzi F, Bachl N.** Sprinting analysis of elite soccer players during European Champions League and UEFA Cup matches. *J Sport Sci* 2010;28(14):1489-1494.
 43. **Buchheit M, Bishop D, Haydar B, Nakamura FY, Ahmaidi S.** Physiological responses to shuttle repeated-sprint running. *Int J Sport Med* 2010;31(6):402-409.
 44. **Spencer M, Bishop D, Dawson B, Goodman C.** Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities. *Sport Med* 2005;35(12):1025-1044.

46. **Cohen J.** Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. NuevaYork: Academic Press, 1969.
47. **Glover B, Glover SL.** Manual del corredor de competición. Badalona: Editorial Paidotribo, 2005.
48. **Jutel A.** Descubre y practica la carrera a pie. Barcelona: Inde Publicaciones, 2000.
49. **Meijer K, Dethmers J, Savelberg HH, Willems PJB, Wijers B.** Biomechanical analysis of running on third generation artificial soccer turf. En: Haake S, Moritz EF, editores. The Engineering of Sport 6. Vol 1. New York: Springer, 2006:29-34. *siol* 1997;75:233-238.
50. **Burns J, Landorf KB, Ryan MM, Crosbie J, Ouvrier RA.** Interventions for the Prevention and Treatment of Pes Cavus. 2007;D006154.
51. **Burns J, Crosbie J, Ouvrier R, Hunt A.** Effective Orthotic Therapy for the Painful Cavus Foot. *J Am Podiatr Med Assoc* 2006;96:205-211.
52. **Carmona Gómez PM.** Influencia De La Información Termográfica Infrarroja En El Protocolo De

Efectos agudos de las vibraciones de cuerpo completo sobre variables funcionales en niños con parálisis cerebral

Accésit SIBB 2015

C. ORTEGA¹, A.J. HERRERO^{1,2}, P.J. MARÍN³, C. FERRERO^{1,2},
J. MARTÍN-HERNÁNDEZ², H. MENÉNDEZ^{1,2}

¹Centro de Investigación en Discapacidad Física, Fundación ASPAYM Castilla y León, Valladolid

²GIDFYS, Departamento de Ciencias de la Salud, Universidad Europea Miguel de Cervantes, Valladolid

³CyMO Instituto de Investigación, Valladolid

Resumen

El objetivo del presente estudio fue analizar los efectos agudos de las vibraciones de cuerpo completo (VCC) sobre el equilibrio y la movilidad en niños con parálisis cerebral, y comparar los efectos producidos por el estímulo vibratorio vertical y oscilante sobre las variables mencionadas. Se utilizó un diseño cruzado aleatorio en el que participaron 6 niños y adolescentes con parálisis cerebral. Se llevaron a cabo 5 sesiones de tratamiento, utilizando las dos primeras como familiarización. En cada una de las tres sesiones restantes, el paciente recibía de forma aleatoria un tratamiento de VCC diferente consistentes en 5 series de 1 minuto de vibración seguidas de 1 minuto de descanso. Antes y después de cada intervención se realizaron valoraciones de esfuerzo percibido, equilibrio y movilidad a través de una escala visual analógica y los test de Romberg y timed up and go, respectivamente. La escala visual analógica mostró un incremento del esfuerzo percibido tras la aplicación del tratamiento (+75%, $p=0,007$). En el equilibrio se observó un aumento en la velocidad de desplazamiento del centro de presiones tras la intervención (+11,3%, $p=0,024$). Todos los protocolos aplicados en niños y adolescentes con parálisis cerebral, modificaron de manera aguda el equilibrio, no mostrándose cambios respecto a la movilidad. Los resultados del presente estudio demuestran que, el estímulo vibratorio no parece inducir mayores modificaciones sobre el equilibrio y la movilidad que el propio trabajo isométrico sobre la plataforma.

Palabras clave: *Vibración vertical, vibración oscilante, estabilometría, Test de Romberg, timed up and go.*

Abstract

The aim of the present study was to analyze the acute effects of whole body vibration on balance and mobility in children with cerebral palsy, and to compare the effects on these variables produced by the vertical and the oscillant vibration stimuli. In a randomized crossover design, 6 children came to the laboratory in 5 occasions. In the first two sessions they were familiarized with the vibration and the assessment protocol. In the last three sessions, each patient randomly received a different treatment. The protocol consisted of five, one minute bouts of vibration followed by one minute of rest. Perceived exertion, balance and mobility were assessed before and after intervention using a visual analogue scale, the Romberg test and the Timed up and go test. Subjects experienced a significant increase in perceived exertion after treatment (+75%, $p=0,007$). Balance showed an increase on speed displacement of the center of pressure in respect to baseline values (+11,3%, $p=0,024$). All the protocols applied on this study produced an altered balance in children with cerebral palsy, but did not show any effect about mobility. Vibratory stimuli does not seems to induce greater changes than the isolated isometric position on the platform.

Keywords: *Vertical vibration, oscillating vibration, stabilometry, Romberg test, Timed up and go test.*

Correspondencia:

Correspondencia: C. Ortega

E-mail: cortega992@gmail.com

Introducción

La parálisis cerebral (PC) supone una alteración no progresiva que ocurre en el desarrollo del feto o en el cerebro infantil y se caracteriza por una serie de desórdenes que afectan al desarrollo del movimiento y la postura, provocando limitaciones en la calidad de vida [1]. Los niños con PC experimentan deterioros en diversas funciones musculares, lo que puede dar lugar a una reducción en el control motor selectivo, espasticidad y debilidad muscular [2]. Estas alteraciones suelen provocar dificultades en la realización de la marcha, con lo que mejorar la habilidad para caminar es uno de los principales objetivos de las intervenciones terapéuticas en estos niños [3, 4]. Tratando de hacer frente a esta problemática, varios trabajos sugieren que una mejora en la fuerza muscular puede provocar beneficios respecto a la funcionalidad [3, 5].

Dentro de la rehabilitación física, el entrenamiento de fuerza progresivo ha sido uno de los métodos de intervención más estudiados a lo largo de las últimas décadas en pacientes con PC [6]. Un meta-análisis [7] y varias revisiones sistemáticas [8-10] han mostrado los beneficios que el entrenamiento de fuerza tiene en estos pacientes sobre la fuerza muscular, variables funcionales y aspectos relacionados con la marcha, sin reportarse efectos negativos sobre la espasticidad o el rango de movimiento. Uno de los medios utilizados para entrenar a los pacientes con PC ha sido las vibraciones de cuerpo completo (VCC) aplicadas por medio de plataformas vibratorias. En esta población, las VCC permiten activar la musculatura que presenta mayor hipotonía [11] y al aplicarse de manera crónica de acuerdo con dos revisiones sistemáticas [11, 12], se han constatado mejoras en la fuerza máxima isocinética [13, 14], en la fuerza y grosor de la musculatura del tronco [15], en variables espaciotemporales de la marcha y en funciones motoras [13, 15-17]. También se ha observado beneficios para la densidad mineral ósea tras periodos de entrenamiento con VCC superiores a 6 meses [17]. Finalmente, en tan sólo un estudio [13], se ha analizado el efecto que las VCC tienen sobre la espasticidad, disminuyendo ésta sobre los extensores de la rodilla. Todos estos estudios han analizado generalmen-

te niños y adolescentes con PC [14-17]. Tan sólo Dickin [18] ha evaluado los efectos agudos del estímulo vibratorio vertical en adultos con PC, obteniéndose beneficios respecto al rango de movimiento dinámico del tobillo, velocidad de la marcha y amplitud de zancada.

Parece que el entrenamiento con VCC puede ser de utilidad para la mejora de aspectos relacionados con la marcha y la fuerza muscular en niños con PC. El equilibrio es otro de los factores limitantes en esta patología, no habiéndose encontrado estudios que analicen los efectos de las VCC sobre el equilibrio en esta población. Por tanto, al ver que las VCC son una buena herramienta para la mejora del equilibrio en otras poblaciones [19], creemos necesario comprobar si pueden ser de ayuda para la mejora de este aspecto en pacientes con PC. Dado que el estímulo vibratorio puede administrarse por medio de plataformas verticales y oscilantes y que el efecto producido sobre el organismo en personas sanas depende del tipo de plataforma [20, 21], podría ser interesante comparar ambos estímulos. Tampoco se ha llevado a cabo ningún estudio que realice una comparación entre el estímulo vibratorio vertical (PV) y el oscilante (PO), ya sea de manera crónica o aguda en este tipo de población. Así, el objetivo de este estudio fue analizar los efectos agudos de las VCC sobre el equilibrio y la movilidad en niños con PC. En segundo lugar, se compararon los efectos producidos por los dos tipos de estímulo vibratorio sobre las variables mencionadas.

Materiales y métodos

Sujetos

Participaron voluntariamente 1 hombre y 5 mujeres con PC diagnosticada (edad=13,1±5,7 años; altura=1,46±0,34 m; peso=46,8±23,3 kg). Se informó a los padres de los participantes sobre los riesgos y beneficios del estudio en el que iban a participar sus hijos, dando su consentimiento por escrito previo al comienzo del mismo. Los criterios de inclusión fueron: i) edad comprendida entre los 4 y los 20 años; ii) ser capaz de seguir instrucciones verbales; iii) ser capaz de levantarse de una silla y caminar de manera independiente o con una ligera colaboración; iv) no haber sido tratado con toxina botulínica en

los últimos 3 meses y/o haber sufrido alguna lesión musculoesquelética en el tren inferior durante el mes previo al inicio del estudio. Se pidió a los sujetos que durante el transcurso del estudio continuaran con sus terapias habituales (las cuales constaban de 30 minutos de tratamiento directo con su fisioterapeuta, y 30 minutos de trabajo autónomo en paralelas o en aparatos de bipedestación). Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Fundación Aspaym Castilla y León y se llevó a cabo según la Declaración de Helsinki.

Diseño Experimental

Los efectos agudos de las VCC fueron valorados a través de un diseño cruzado aleatorio. Cada paciente acudió a nuestro laboratorio en cinco ocasiones separadas entre sí, por al menos, 48 horas. En las 2 primeras sesiones los sujetos fueron familiarizados con los protocolos de valoración y entrenamiento. En cada una de las tres sesiones restantes, el paciente recibía de forma aleatoria un tratamiento de VCC diferente. Cada sesión de tratamiento consistió en 5 series de 1 min de duración con 1 min de descanso entre cada serie. Las pruebas de valoración se realizaron siempre en el mismo orden antes (T1) e inmediatamente después (T2) de la aplicación de VCC.

Protocolo. Tratamiento

La aplicación de VCC se llevó a cabo en posición isométrica de semi-squat con una flexión de cadera de 40° y 30° de flexión de rodilla (considerando 0° la extensión completa), colocando las manos sobre ambas caderas y contando con un ayudante detrás del paciente para prevenir las posibles caídas. De igual manera los sujetos debían mantener la mirada fija en una referencia visual colocada a la altura de sus ojos. Al comienzo de cada serie se comprobaba mediante un goniómetro el grado de flexión de rodilla y cadera. Los pies fueron colocados de forma paralela con una separación de 38 cm (medidos desde la línea media del talón). Los pacientes recibían instrucciones durante el desarrollo de la terapia en caso de observarse una modificación de dicha posición. Los tratamientos aplicados fueron: estímulo vibratorio oscilante, PO, utilizando una frecuencia de 18Hz, 5mm de ampli-

tud pico a pico, dando lugar a una aceleración de $66,7\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ (Galileo Home, Galileo®, Novotec, Alemania); estímulo vibratorio vertical, PV, utilizando una frecuencia de 35 Hz, 0,8mm de amplitud pico a pico, dando lugar a una aceleración de $19\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ (Vibro-Fitness 300, SiluetsFitex SL, España) y un protocolo en el que el sujeto adoptaba la misma posición pero sin la aplicación de estímulo vibratorio alguno (C). El componente vertical de la aceleración de la vibración fue medido en ambos casos por un acelerómetro (VT-6360, HongKong, China). Durante todos los tratamientos, los sujetos utilizaron el mismo calzado deportivo para estandarizar la amortiguación de la vibración [22].

Medidas. Percepción subjetiva de esfuerzo

A la llegada de cada sujeto al laboratorio, se utilizó una escala visual analógica (EVA; escala de Borg modificada CR-10) para determinar la percepción subjetiva de esfuerzo antes de la aplicación de los diferentes tratamientos. Dicha valoración se repitió inmediatamente después de concluir la última serie del tratamiento correspondiente.

Equilibrio

El equilibrio fue valorado a través de la realización del test de Romberg sobre una plataforma de fuerzas (OR6-7-1000, AMTI, Boston, EE. UU.). Dicho test fue realizado tanto con ojos abiertos (ROA), como cerrados (ROC). El sujeto debía permanecer durante 30 segundos en posición de bipedestación. Así mismo, la colocación de los pies fue estandarizada formando un ángulo de 30° y una distancia entre los talones de 5 cm. El sujeto se encontraba frente a una pared blanca sin ningún tipo de referencia o marca visual [23]. De forma previa al inicio del test, el sujeto recibía la indicación de mantenerse lo más quieto y erguido posible hasta la finalización del mismo.

Se llevaron a cabo dos repeticiones de cada modalidad de test. Entre cada test se permitió un descanso de 10 segundos en los que se permitió al paciente relajar su postura. Para el posterior análisis estadístico, se seleccionó en cada condición aquel test que presentaba una velocidad de desplazamiento del centro de presiones menor. Finalmente, las variables seleccionadas

para su posterior tratamiento estadístico fueron las siguientes: Área de la elipse del 95% (A95%) y velocidad media de desplazamiento del centro de presiones (Vel). La frecuencia de registro de la plataforma durante el test fue de 100 Hz.

Movilidad

Para la valoración funcional del sujeto se empleó el test Timed up and Go (TUG). En dicha prueba, el sujeto parte de una posición de sedestación en una silla con los brazos debidamente apoyados en los reposabrazos. Se utilizó una silla de 50 cm de altura que permitía a todos los pacientes realizar el test con comodidad [24]. A la voz de “ya”, el sujeto debía levantarse de la forma más rápida posible y caminar hasta un cono que se encontraba a una distancia de tres metros. Una vez rodeado dicho cono por el lado de su elección, el sujeto debía regresar nuevamente hasta la silla. El cronómetro se detenía en el instante en que la espalda y los brazos estaban totalmente apoyados. Tras un minuto de descanso se repetía nuevamente el test. Para el posterior análisis estadístico, se incluyó el mejor de los dos intentos.

Análisis estadístico

La normalidad de las variables de equilibrio y movilidad fue comprobada y contrastada con la prueba de Shapiro-Wilk. Se aplicó un análisis de la varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR) en los factores tratamiento y tiempo. Cuando el valor-F fue significativo, la comparación por pares se realizó con la prueba DMS. Para el análisis de la escala de esfuerzo percibido se aplicó la prueba de Friedman. En este caso las comparaciones por pares se hicieron con la prueba de Wilcoxon. El nivel de significación utilizado fue de $p \leq 0.05$. Los datos se muestran como $\text{media} \pm \text{desviación estándar}$, excepto para EVA que se muestran como $\text{mediana} \pm \text{recorrido intercuartílico}$.

Resultados

Los valores de las variables estudiadas en cada uno de los tratamientos vienen descritas en la Tabla 1.

La EVA muestra un incremento tras la aplicación del tratamiento respecto a los valores ba-

sales ($T1=2,9 \pm 4,6$; $T2=5,1 \pm 7,9$; $p=0,007$). No se observó ningún efecto en la EVA en función del tipo de plataforma.

En el equilibrio se observó un aumento del 11,3% (figura 1) tras la aplicación del tratamiento, para la variable Vel durante el test ROA respecto a la valoración T1 ($p=0,024$).

Discusión

Hasta la fecha, éste es el primer estudio que ha llevado a cabo la comparación de los efectos agudos producidos por la aplicación de un estímulo vibratorio vertical y oscilante sobre el equilibrio y la movilidad en niños con PC. Más allá, este estudio supone la primera comparación entre ambos tipos de plataformas vibratorias en esta población. Los principales resultados muestran que todos los protocolos aplicados produjeron un aumento de la percepción subjetiva del esfuerzo así como una alteración aguda del equilibrio. Sin embargo, estas modificaciones no indujeron ningún cambio en el rendimiento del TUG.

Respecto a la EVA, los resultados obtenidos muestran un aumento en la percepción subjetiva del esfuerzo independientemente del protocolo aplicado. Estos resultados están en contradicción con el estudio de Hazell et al. [25], donde se observó que la aplicación de VCC en esta posición no deberían provocar un elevado estrés cardiovascular. Sin embargo, el pobre nivel de condición física de los sujetos de nuestro estudio puede haber dado lugar a que un estímulo como son las VCC en posición de semi-squat, o el permanecer en esa posición estática sin recibir ningún estímulo vibratorio, provoque cierto nivel de estrés en los sujetos.

Los resultados obtenidos respecto a la valoración estabilométrica indican una disminución en el rendimiento para el test ROA. Se ha documentado que someter a un sujeto a un estímulo vibratorio, interfiere en el control postural provocando un deterioro inmediato del equilibrio [26]. Sería interesante conocer el efecto crónico de las VCC sobre el equilibrio, puesto que tan sólo un estudio evaluó esta variable en sujetos con PC, observándose una mejora del índice de estabilidad. La aplicación de VCC se llevó a cabo a través de una plataforma oscilante.

El programa de ejercicio tuvo una duración de tres meses, donde los sujetos recibían el estímulo vibratorio durante 5 días a la semana realizando cada uno de esos días 3 series de 3 min con 3 min de descanso. La frecuencia utilizada experimentaba un incremento escalonado a lo largo de los tres meses, comenzando en 12 Hz y 2 mm de amplitud hasta 18 Hz y 4 mm. La valoración del equilibrio se llevó a cabo a través del sistema de equilibrio Biodex [27]. Lejos de

parecer estos resultados contrarios a los obtenidos en nuestro estudio, parece lógico pensar que el protocolo que provoque una mayor alteración como respuesta a un estímulo vibratorio agudo, dará lugar a mayores adaptaciones aplicado de manera crónica. Por otra parte, las diferencias que se reflejaron en nuestro C pueden achacarse a que el simple hecho de mantener una posición isométrica de semi-squat provocara una fatiga muscular importante debido al pobre nivel de

Variable	PV		PO		C	
	T1	T2	T1	T2	T1	T2
ROA						
A95% (cm ²)	0,188±0,200	0,221±0,196	0,168±0,152	0,174±0,135	0,137±0,112	0,086±0,042
Vel(cm·s ⁻¹)	1,448±0,555	1,685±0,679	1,388±0,528	1,464±0,632	1,317±0,688	1,471±0,405
ROC						
A95% (cm ²)	0,142±0,109	0,135±0,142	0,197±0,211	0,141±0,139	0,129±0,080	0,176±0,135
Vel(cm·s ⁻¹)	1,538±0,593	1,433±0,565	1,561±0,693	1,466±0,669	1,553±0,803	1,615±0,718
TUG (s)	11,60±2,55	11,21±2,92	11,69±2,59	11,68±3,11	11,39±2,65	10,61±2,27
EVA	4,0±4,3	7,6±7,4	2,5±2,8	3,9±6,7	3,8±4,3	7,3±6,5

ROA: Romberg ojos abiertos. ROC: Romberg ojos cerrados. A95%: Área del 95% de la elipse. Vel: Velocidad media de desplazamiento del centro de presiones. TUG: Timed Up and Go. EVA: Escala Visual Analógica. PV: Protocolo Vertical. PO: Protocolo Oscilante. C: Control.

Tabla 1. Valores de las variables estudiadas antes (T1) y después (T2) de aplicar cada tratamiento.

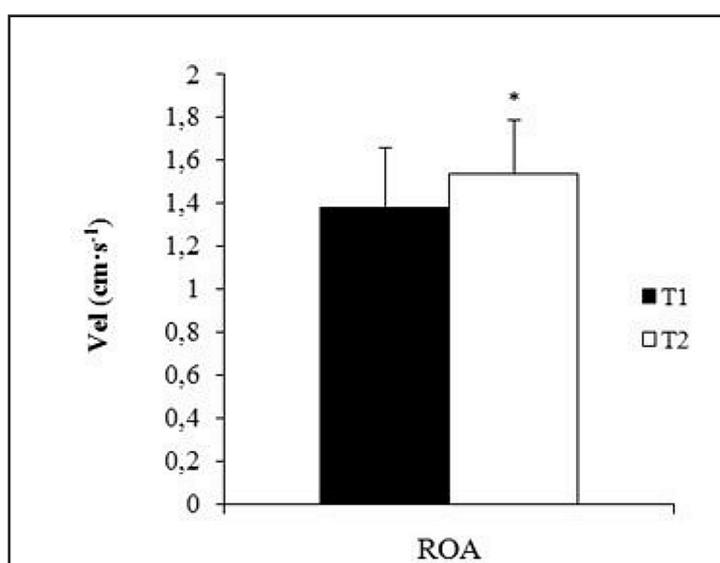


Figura 1. Velocidad de desplazamiento del centro de presiones para el test ROA antes (T1) y después (T2) del tratamiento.

condición física de los pacientes, lo cual está relacionado con el esfuerzo percibido experimentado por nuestros sujetos. Cabe destacar que la valoración del equilibrio a través de plataformas de fuerzas es menos sensible a los cambios que los test funcionales [23], como pueden ser el test Tinetti o la escala del equilibrio de Berg, sin embargo éstas son valoraciones que necesitan un mayor tiempo para llevarse a cabo y debido a las características de nuestro estudio no se incluyeron puesto que no podríamos atribuir los resultados obtenidos a los efectos agudos producidos por las VCC.

La valoración de la movilidad a través del TUG no mostró ningún cambio tras la realización de los distintos tratamientos. Estos resultados son contrarios a los obtenidos por Dickin et al. [18] en su estudio de efectos agudos de las VCC sobre parámetros de la marcha en PC. Durante su realización, se determinó la frecuencia que producía mayor actividad en el bíceps femoral mediante electromiografía de superficie en cada uno de los pacientes, por tanto la frecuencia utilizada por cada uno de los sujetos fue individualizada (30 – 50 Hz con una amplitud de 2 mm). En una sesión posterior se aplicó el estímulo vibratorio a partir de una plataforma vertical mediante 5 series de 1 min con descansos de 1 min. La valoración de la marcha se realizó mediante un análisis tridimensional, obteniéndose como resultado que la exposición a series de VCC utilizado frecuencia individualizada provocaba un incremento en la velocidad de la marcha, longitud de zancada y el rango de movimiento dinámico del tobillo. Estos autores, achacan la mejora de esta última variable a la relajación del tríceps sural permitiendo una mayor flexión dorsal del tobillo [18]. Creemos por tanto, que el uso de una frecuencia individualizada es uno de los factores más importantes a la hora de conseguir mejoras respecto a la marcha y la movilidad en pacientes con PC.

Por otra parte es importante señalar la dificultad existente para equiparar las aceleraciones y, por tanto, la intensidad de trabajo a través de distintas plataformas. Quizás este aspecto contribuya a que no existan demasiados estudios que comparen ambos tipos de plataformas debido a la imposibilidad de igualar las cargas. Por ello en este trabajo, conocedores de dicha limita-

ción se optó por utilizar en cada caso una configuración que hubiese sido utilizada con anterioridad y pudiese considerarse la forma habitual de entrenar con dicho tipo de plataforma.

La principal limitación de nuestro estudio fue el tamaño muestral, junto con la heterogeneidad de la muestra observada en las variables de estudio. Sin embargo fue imposible reclutar más sujetos con PC y en edad infantil de características similares, ya que participaron todos los sujetos que siendo pacientes de nuestro centro de fisioterapia, cumplían los criterios de inclusión. Para investigaciones futuras creemos interesante realizar una valoración de la espasticidad en base a determinar el grado de relajación de la musculatura hipertónica producido por el mantenimiento de la postura en posición isométrica. Como aplicación práctica, podemos indicar que en el caso de que se trabaje con niños con un bajo nivel de condición física, durante los primeros estadios del entrenamiento cualquier protocolo podría llevar a cabo una modificación aguda del equilibrio. A raíz de estos resultados, futuros estudios deberían determinar qué tratamiento produce mayores alteraciones sobre el equilibrio y la movilidad de manera aguda en base a sustentar futuras investigaciones de efectos crónicos.

Conclusión

Todos los protocolos aplicados en niños y adolescentes con parálisis cerebral modificaron de manera aguda el equilibrio, no mostrándose cambios respecto a la movilidad. Los resultados del presente estudio demuestran que, el estímulo vibratorio no parece inducir mayores modificaciones sobre el equilibrio y la movilidad que el propio trabajo isométrico sobre la plataforma. Por tanto, no existen diferencias respecto a qué plataforma es más eficaz para este tipo de población ya que ambas parecen generar efectos similares. La aplicación de vibraciones de cuerpo completo fue bien acogida por los pacientes, no obstante, antes de recomendar su utilización dentro de la rehabilitación habitual de niños con parálisis cerebral es necesario incrementar el número de estudios sobre los efectos agudos de este método de trabajo en esta población.

Bibliografía

1. **Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B.A.** Report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol Suppl* 2007;109:8-14.
2. **Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, Jacobsson B, Damiano D.** Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2005;47(8):571-6.
3. **Dodd KJ, Taylor NF, Graham HK.** A randomized clinical trial of strength training in young people with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2003;45(10):652-7.
4. **Scholtes VA, Becher JG, Comuth A, Dekkers H, Van Dijk L, Dallmeijer AJ.** Effectiveness of functional progressive resistance exercise strength training on muscle strength and mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Dev Med Child Neurol* 2010;52(6):107-13.
5. **Ross S, Engsborg J.** Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88(9):7.
6. **Scholtes VA, Becher JG, Janssen-Potten YJ, Dekkers H, Smallenbroek L, Dallmeijer AJ.** Effectiveness of functional progressive resistance exercise training on walking ability in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Res Dev Disabil* 2012;33(1):181-8.
7. **Park EY, Kim WH.** Meta-analysis of the effect of strengthening interventions in individuals with cerebral palsy. *Res Dev Disabil* 2014;35(2):239-49.
8. **Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL.** A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(8):1157-64.
9. **Anttila H, Autti-Ramo I, Suoranta J, Makela M, Malmivaara A.** Effectiveness of physical therapy interventions for children with cerebral palsy: a systematic review. *BMC Pediatr* 2008;8:14.
10. **Mockford M, Caulton JM.** Systematic review of progressive strength training in children and adolescents with cerebral palsy who are ambulatory. *Pediatr Phys Ther* 2008;20(4):318-33.
11. **Sá-Caputo D, Costa-Cavalcanti R, Carvalho-Lima R, Arnóbio A, Bernardo R, Ronikeile-Costa P, Kutter C, Giehl PM, Asad NR, Paiva DN, Pereira HV, Unger M, Marín PJ, Bernardo-Filho M.** Systematic review of whole body vibration exercises in the treatment of cerebral palsy: Brief report. *Dev Neurorehabil* 2015; 24:7.
12. **Duquette SA, Guiliano AM, Starmer DJ.** Whole body vibration and cerebral palsy: a systematic review. *J Can Chiropr Assoc* 2015;59(3):245-52.
13. **Ahlborg L, Andersson C, Julin P.** Whole-body vibration training compared with resistance training: effect on spasticity, muscle strength and motor performance in adults with cerebral palsy. *J Rehabil Med* 2006;38(5):302-8.
14. **Wren TA, Lee DC, Hara R, Rethlefsen SA, Kay RM, Dorey FJ, Gilsanz V.** Effect of high-frequency, low-magnitude vibration on bone and muscle in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2010;30(7):732-8.
15. **Unger M, Jelsma J, Stark C.** Effect of a trunk-targeted intervention using vibration on posture and gait in children with spastic type cerebral palsy: a randomized control trial. *Dev Neurorehabil* 2013;16(2):10.
16. **Lee BK, Chon SC.** Effect of whole body vibration training on mobility in children with cerebral palsy: a randomized controlled experimenter-blinded study. *Clin Rehabil* 2013;27(7):599-607.
17. **Ruck J, Chabot G, Rauch F.** Vibration treatment in cerebral palsy: A randomized controlled pilot study. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2010;10(1):77-83.
18. **Dickin DC, Faust KA, Wang H, Frame J.** The acute effects of whole-body vibration on gait parameters in adults with cerebral palsy. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2013;13(1):19-26.
19. **Bruyere O, Wuidart MA, Di Palma E, Gourlay M, Ethgen O, Richey F, Reginster JY.** Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(2):303-7.
20. **Marin PJ, Rhea MR.** Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010;24(3):871-8.
21. **Marin PJ, Rhea MR.** Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010;24(2):548-56.
22. **Marin PJ, Bunker D, Rhea MR, Ayllon FN.** Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res* 2009;23(8):2311-6.
23. **Ferrero C, Menéndez H, Martín J, Marín P, Herroero A.** Efecto de las vibraciones de cuerpo completo sobre el equilibrio estático y funcional en el accidente cerebrovascular. *Fisioterapia* 2012;34(1):7.
24. **Hafsteinsdottir TB, Rensink M, Schuurmans M.** Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil* 2014;21(3):197-210.
25. **Hazell TJ, Thomas GW, Deguire JR, Lemon PW.** Vertical whole-body vibration does not increase cardiovascular stress to static semi-squat exercise. *Eur J Appl Physiol* 2008;104(5):903-8.
26. **Ritzmann R, Kramer A, Bernhardt S, Gollhofer A.** Whole body vibration training-improving balance control and muscle endurance. *PLoS One* 2014;9(2):e89905.
27. **El-Shamy SM.** Effect of whole-body vibration on muscle strength and balance in diplegic cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil* 2014;93(2):114-21.

Prótesis de rodilla externa mecatrónica

F. VALENCIA¹, X. LIMA¹, D.OJEDA², D. ORTIZ¹

¹Department of engineering in mechatronics, Universidad Técnica Del Norte, Ibarra-Ecuador

²Prometeo Investigador SENESCYT, Universidad Técnica del Norte, Ibarra-Ecuador

Resumen

Se diseña un mecanismo de articulación de rodilla para una prótesis externa, es decir el prototipo puede ser usado en personas con amputaciones del tipo transfemoral, con el fin de contribuir a la sociedad al brindar soluciones a favor de las personas con capacidades especiales. Se toma en consideración los aspectos más relevantes para el desarrollo de la marcha humana protésica normal como son: nivel de actividad física, medidas antropométricas, materiales adecuados para la construcción, estabilidad y confort entre otros. Luego de realizar un análisis extensivo y proceso de diseño y rediseño se construyó un prototipo funcional, que en el futuro podrá ser probado en personas que así lo requieran.

Palabras clave: Antropometría, prótesis, amputación, biomecánica, transfemoral.

Abstract

The research aims the mechanical development prototype of a mechatronic external knee prosthesis for transfemoral amputation type. The prototype in process of development is considered to be an intelligent prosthesis since it is able to be controlled by signals from the biological body. The designing of the process of the knee mechanism is detailed in this document. The aspects considered in development are: the mechanical relationship with the human body and the human motion analysis, as principal function of the prosthesis that enables to determine the forces involved in the development of the motion, the angles of knee displacement and motion speed. The strain distribution under different compressive load conditions were simulated by using the finite element method.

Keywords: Anthropometry, prosthesis, amputation, biomechanics, transfemoral.

Introducción

De acuerdo con el Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador (CONADIS). En Ecuador 397233 personas tiene algún tipo de discapacidad y aproximadamente 193905 personas tienen algún tipo de discapacidad física en todo el país. De esta cifra 4620 personas tienen discapacidad física en la provincia de Imbabura [1].

La “Fundación prótesis para la vida” cuenta con un estimado de 201 pacientes protetizados para una amputación del tipo transfemoral, que provienen de distintas partes del Ecuador.

En la actualidad el desarrollo de tecnología para mejorar la calidad de vida es cada vez más importante, así también los diferentes tipos de prótesis se han rediseñado para proporcionar a la persona protetizada, la posibilidad de realizar una marcha humana controlada y estabilidad cuando se encuentra de pie.

El análisis de la marcha humana contribuye en la determinación de los principales paráme-

Correspondencia:

Correspondencia: F. Valencia

E-mail: fvvalencia@utn.edu.ec

tros del prototipo tales como: peso, fuerza, equilibrio, determinación del material.

La Construcción de un mecanismo de articulación de rodilla para prototipo de prótesis externa mecatrónica contribuye en el desarrollo de una prótesis inteligente capaz de ser controlada por señales biológicas, proporcionando un mejor control de la prótesis durante las diversas fases de la marcha.

El diseño final propuesto se obtiene luego de realizar tres bocetos de prótesis, establecer factores de selección adecuados y cambios respectivos con el fin de desarrollar una prótesis mecatrónica en la Universidad Técnica del Norte.

Para una primera fase de desarrollo del prototipo, su principal función es la de restablecer la capacidad de bipedestación en personas, es decir comenzar a usar una prótesis definitiva esto implica realizar la marcha a una velocidad baja en superficies planas sin obstáculos como bordillos o escaleras.

Materiales y método

Prótesis de rodilla externa

Una prótesis de rodilla externa transfemoral como su nombre lo indica es una prótesis

exclusiva para una persona que ha sufrido una amputación a nivel transfemoral (Fig. 1) y son conocidas generalmente como prótesis por encima de la rodilla.

Las prótesis mecánicas utilizan la fricción entre componentes para tener un mayor control al realizar la marcha humana y pueden clasificarse por su constitución monocéntrica (Fig. 2a) y policéntricas (Fig. 2b).

El término “inteligente” en las prótesis de miembros inferiores indica que la prótesis es capaz de cambiar su respuesta al caminar. Este concepto surgió una vez que la electrónica se aplicó al campo prótesis por el profesor Flores y sus colaboradores en el MIT, durante la década de los 70 [2].

Las prótesis inteligentes (Fig. 3) utilizan sistemas de control para las diversas fases de la marcha con el fin de reproducir una marcha mas natural.

En las prótesis de pierna existen aún algunos problemas, por ejemplo, los amputados que utilizan prótesis mecánicas requieren entre 10-60% más energía metabólica que las personas con sus extremidades inferiores completas, dependiendo de la velocidad de caminado, el estado físico de la persona, la causa de la amputación,

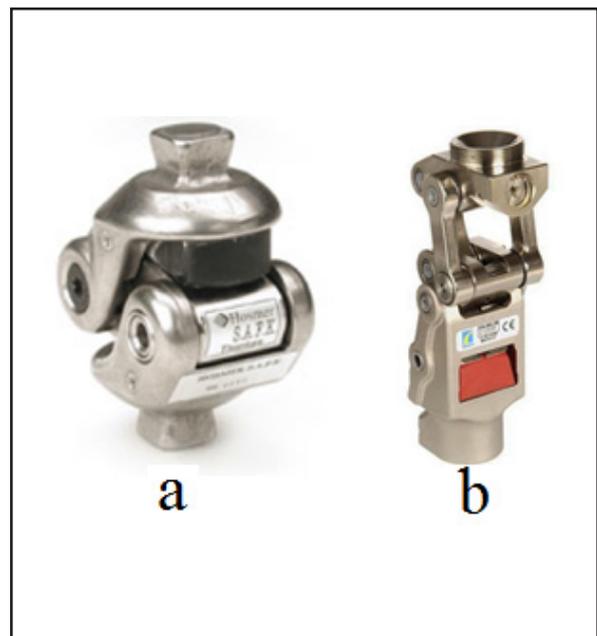
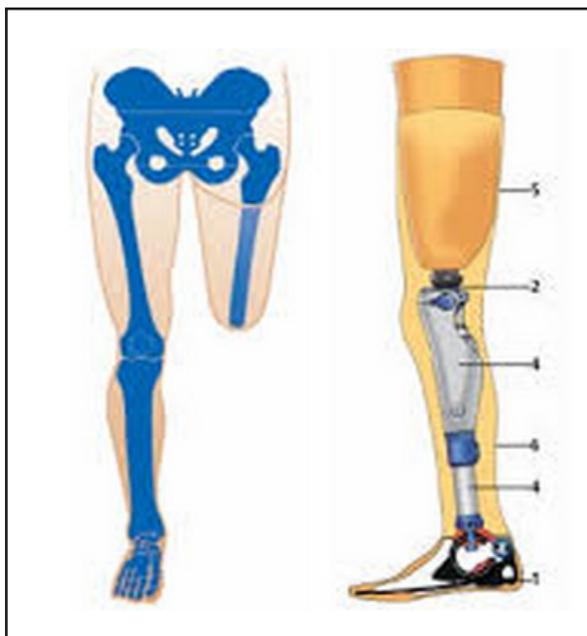


Figura 1 (izquierda). Prótesis de rodilla transfemoral.

Figura 2 (derecha). Prótesis mecánicas a) Monocéntrica b) Policéntrica.

el nivel de amputación, y las características de la prótesis. Además, los amputados caminan entre 10-40% más lento que las personas intactas [3].

La creación de una prótesis inteligente proporciona al paciente protetizado un mayor control al realizar una marcha humana, además de reducir la energía metabólica utilizada al caminar, debido a que la fuerza motora va a ser proporcionada por el mecanismo de accionamiento de la rodilla.

Características de la prótesis

Para determinar las características del prototipo es indispensable analizar el movimiento de flexo-extensión que realiza la rodilla, y seleccionar un sujeto de estudio.

La flexo-extensión es el movimiento principal de la rodilla. Su amplitud se mide a partir de la posición de referencia definida de la siguiente manera: el eje de la pierna se sitúa en la prolongación del eje del muslo (Fig. 4, pierna derecha).



Figura 3. Prótesis inteligente.

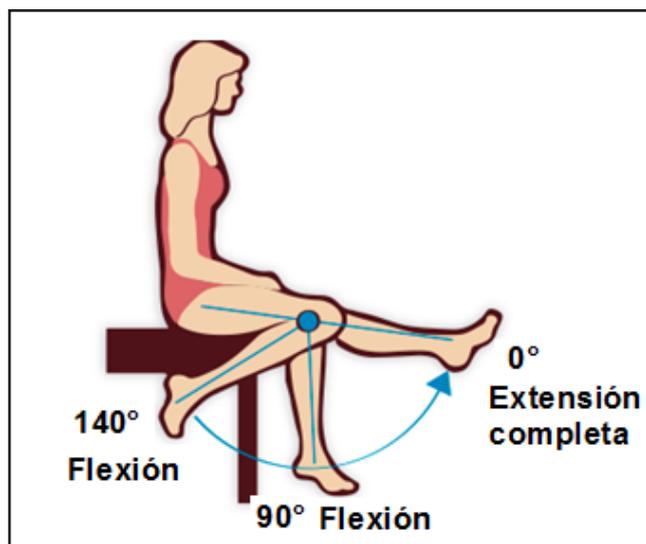


Figura 4. Flexión de la rodilla.

De perfil, el eje del fémur continúa sin ninguna angulación. Con el eje del esqueleto de la pierna. En la posición de referencia, el miembro inferior posee su máxima longitud. [4]

Murray et al.(1964) midieron con un electrogoniómetro el rango de movimiento en el plano sagital durante la marcha. Se observó la extensión completa o casi completa en el inicio de la fase (0% del ciclo) con el contacto del talón, y al final de la fase portante antes de despegar los dedos (alrededor del 60% del ciclo) se observa la máxima flexión(aproximadamente 60°) durante la mitad de la fase de oscilación.[5]

Para la actividad física que implica una marcha humana es necesario 60° de flexión en la rodilla, el prototipo cuenta con 80° de flexión suficientes para la ejecución de la misma.

Para determinar las dimensiones del prototipo, se toma en consideración los segmentos que constituyen muslo, pie y pierna en características de longitud y masa a partir de estudios antropométricos.

Se selecciona una persona de estudio de género masculino y adulta con una estatura de 1,72 m y 65 kg de masa para aplicar los estudios antropométricos que constan en la tabla I.

Los datos de la tabla I son estudios de una población de América del Norte, presentan variaciones de acuerdo a la población del Ecuador, sin embargo nos proporciona valores cercanos. Para la tabla I (H y M) corresponden a la estatura y masa de la persona respectivamente.

Los resultados de las dimensiones del prototipo de acuerdo al sujeto de estudio se muestran en la tabla II, estos valores son referenciales y se diseñó el mecanismo con valores inferiores para evitar dificultades al usar el prototipo.

El ancho de la pierna y muslo es difícil determinar debido a que esta consta de músculos y tejido adiposo, es por ello que se toma en consideración 105 mm de ancho como máximo para tener un prototipo estético.

El resumen de las características de la prótesis se muestra en la tabla III:

Selección de materiales

Los materiales que constituyen la prótesis son elegidos de acuerdo a las cargas que soporta la prótesis y es a la vez dependiente del nivel de actividad del paciente.

No existe un material adecuado para todos los pacientes protetizados, sino más bien se debe tomar en consideración las aspiraciones que tiene el paciente respecto a la prótesis y su estilo de vida.

Es necesario que el prototipo soporte el peso del cuerpo humano, además de ser lo más liviano posible. Por tal motivo se usa generalmente en prótesis comerciales los siguientes materiales: aleaciones de aluminio, titanio, fibra de carbón, acero y polímeros.

Se hace uso de un software que contiene una amplia variedad de materiales comerciales con

	Muslo	Pierna	Pie
Longitud	0,245 H	0,246 H	0,152H
Masa	0,1 M	0,0465 M	0,0145M

Tabla 1. Datos antropométricos de los segmentos corporales de la extremidad inferior[6].

Masa	65 kg
Longitud	1,72 m
Dimensión de la pierna	0,42 m
Masa de la pierna	3,0225 kg

Tabla 2. Dimensiones de la pierna.

sus propiedades y facilita la selección del material más adecuado, haciendo uso de dichas propiedades al establecer valores máximos y mínimos, como se muestra en la tabla IV.

Los materiales que cumplen con las condiciones de la tabla IV son aleaciones de titanio, acero aleado, carburo de silicio, alúmina, aleaciones de zinc y aleaciones de aluminio, siendo el carburo de silicio un material que no se ha probado en prótesis al igual que la alúmina, sino más bien en la elaboración de herramientas entre otras aplicaciones, son eliminados de la lista con ayuda del software.

Para seleccionar el material más adecuado se hace uso de tablas comparativas de acuerdo con las relaciones de propiedades entre materiales, como se muestra en la figura 5 y figura 6.

Las gráficas de materiales de las fig. 5 y fig. 6 se resumen en la tabla V en orden ascendente de acuerdo a lo siguiente: el material con mejores características se ubica en la posición 1 y a continuación los materiales restantes toman sus posiciones, como se observa en la tabla v.

De acuerdo a los parámetros antes mencionados, el material más adecuado es seleccionado de la tabla V y es el aluminio por su buena relación límite elástico – densidad y relación precio – densidad.

En el Ecuador podemos encontrar aleaciones de aluminio 6061 y 7075 T6, la primera aleación se usa en la fabricación de bicicletas y marcos de ventanas entre otras aplicaciones, mientras que la aleación 7075 T6, también llamada aluminio Prodax se utiliza para matricería por sus buenas características para mecanizar.

Es por ello que se decide utilizar aluminio 7075 T6 en la fabricación del mecanismo; sus propiedades se muestran en la tabla VI.

Resultados

Diseño de la articulación

El modelo del mecanismo cuenta con un espacio interior en el cual se ubica un actuador lineal que genera la fuerza motora para la articulación de la rodilla. El mecanismo completo

Característica	Descripción
Tipo de rodilla	Monocéntrica
Nivel de actividad	Nivel de actividad física 1 (espacios interiores sin obstáculos)
Útil para amputación	Transfemoral
Flexión y extensión	80°
Dimensiones	Ancho: 0.105 m Largo: 0.420 m
Peso máximo	3 kg
Peso del paciente	1.kg

Tabla 3. Cacterísticas del prototipo de rodilla.

Propiedad	Valor mínimo	Valor máximo	Relación
Densidad	2600	8000	kg/m ³
Precio	1	40	USD/kg
Límite elástico	100	500	MPa

Tabla 4. Propiedades de un material para prótesis.

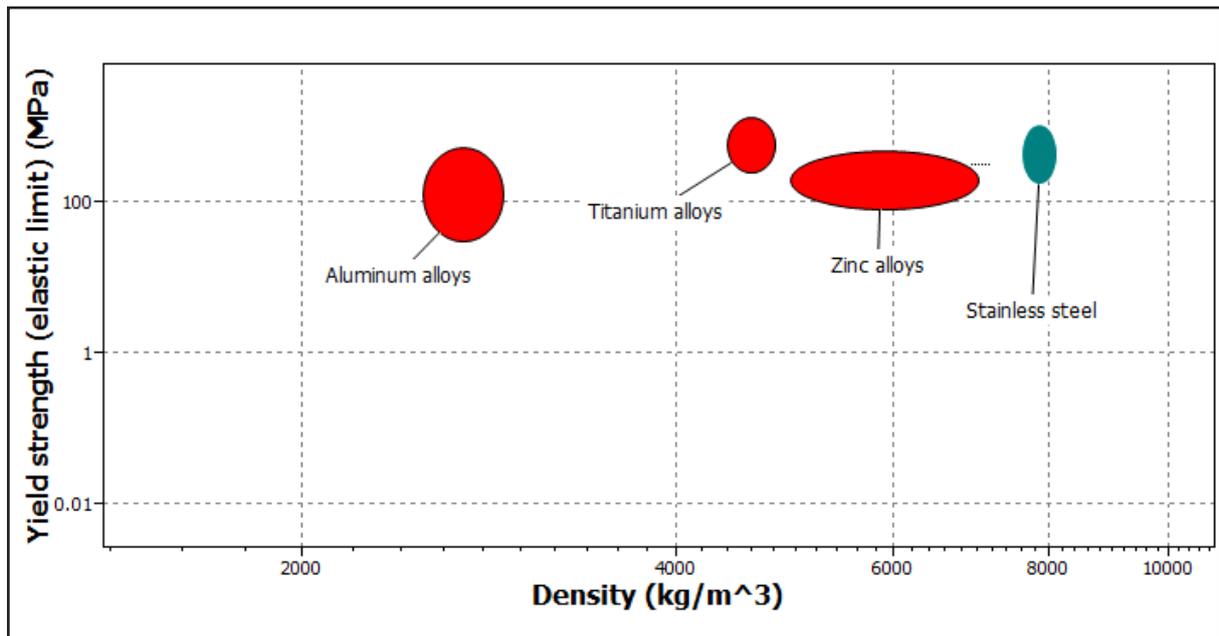


Figura 5. Gráfica de materiales Límite elástico – densidad.

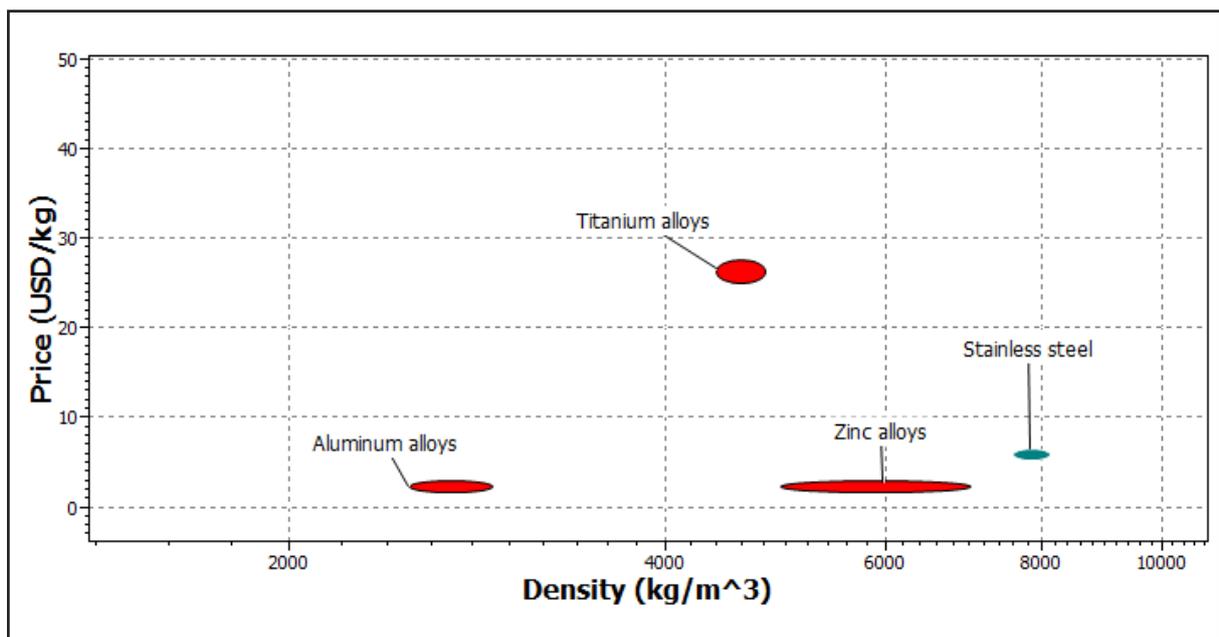


Figura 6. Gráfica de materiales Precio – densidad.

Material	Relación límite elástico – densidad	Relación precio – densidad
Aleaciones de Aluminio	1	1
Aleaciones de titanio	2	4
Aleaciones de Zinc	3	2
Acero inoxidable	4	3

Tabla 5. Selección del material.

se puede observar en la fig. 8.

El mecanismo consta de varias partes, una parte móvil que efectúa el movimiento de flexión y una parte fijada a la extremidad del pie a través de un pilón (pilar de metal que unirá la rodilla al pie protésico) y acoples respectivamente, además cuenta con pasadores que per-

miten el movimiento rotacional de la articulación y la transmisión de fuerza del actuador al mecanismo, como se muestra en la figura 8.

A continuación se detallan individualmente las partes constitutivas del mecanismo de rodilla monocéntrica mostrada en la fig. 8 y su función en la tabla VII.

Propiedades	Valor
Módulo elástico	72000 MPa
Coefficiente de Poisson	0.33
Límite elástico	505
Límite de tracción	570 MPa
Densidad	1.m ³

Tabla 6. Propiedades del aluminio 7075 T6 [8].

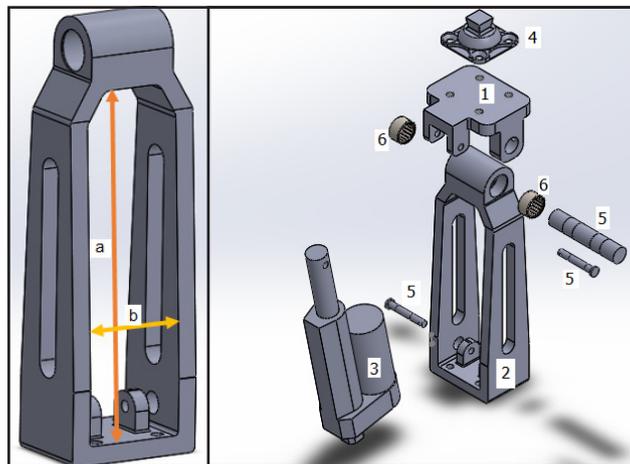


Figura 7 (izquierda). Espacio del actuador a) 18,5 cm b) 5,2 cm.
Figura 8 (derecha). Mecanismo de rodilla.

Nro	Nombre	Función
1	Parte móvil	Referenciar el ángulo de la rodilla de flexión de acuerdo a la acción del cilindro neumático.
2	Estructura base	Contener el actuador lineal y proveer soporte a los componentes restantes de la prótesis como el pie.
3	Actuador lineal	Proveer la fuerza motora para la flexión de la rodilla durante las fases de un ciclo de marcha.
4	Acople superior de pirámide	Sujeción entre el mecanismo y la cuenca de la persona protetizada.
5	Pasadores	Servir de guía en las articulaciones.
6	Rodamientos	Reducir el contacto entre los pasadores y el mecanismo.

Tabla 7. Descripción y función de las partes del mecanismo.

La forma de cada componente se ajusta a los movimientos requeridos con el fin de evitar interferencia entre componentes así como sus dimensiones.

Los elementos que se fabrican son la estructura base, la parte móvil y los pasadores, los elementos constitutivos restantes tales como cuenca o encaje, adaptadores de cuenca, acople de pirámides, pilón entre otros son seleccionados debido a que son elementos estándares de uso en todas las prótesis.

Selección del actuador

Para la selección del actuador se estudia el proceso de marcha humana a fin de determinar la fuerza necesaria del actuador durante un ciclo de la misma. (ver figura 9)

El ciclo de marcha normal inicia con el contacto del talón con la superficie del suelo y termina con el siguiente contacto del mismo talón [9] (ver figura 10)

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha según el Instituto de Biomecánica de Valencia, a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo
3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

Al analizar el ciclo de marcha de acuerdo a la figura 9, se puede observar que la fase más importante se produce en la fase de apoyo de un solo soporte, ya que durante esta fase, el cuerpo es soportado en una sola pierna, así entonces en esta fase el mecanismo de la rodilla soporta la mayor carga.

Los dos principales momentos (Fig. 11) que actúan alrededor del centro del movimiento de la articulación son: El momento de flexión sobre la pierna producto del peso corporal y su brazo de palanca "a" y el momento de extensión de

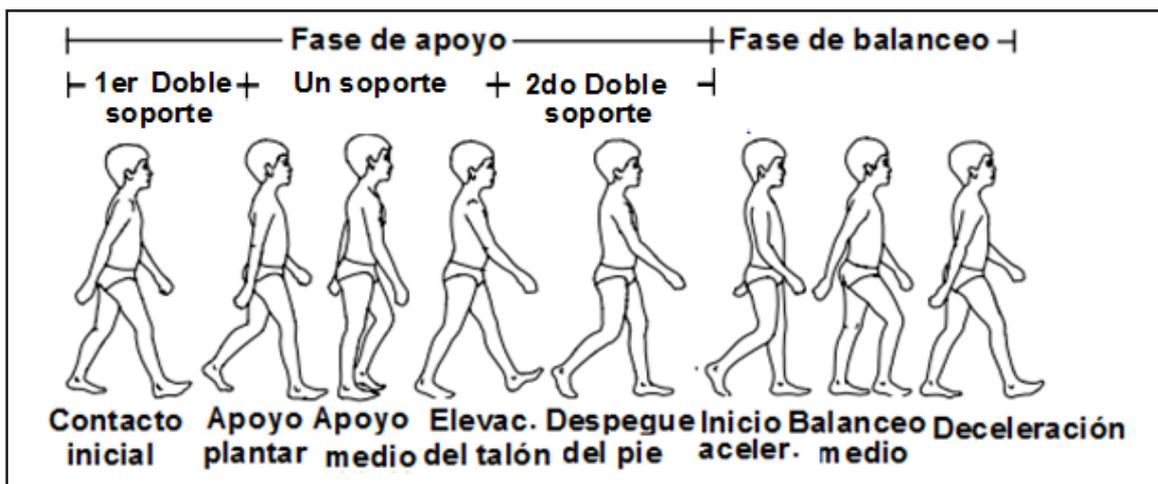


Figura 9. Marcha humana[9].

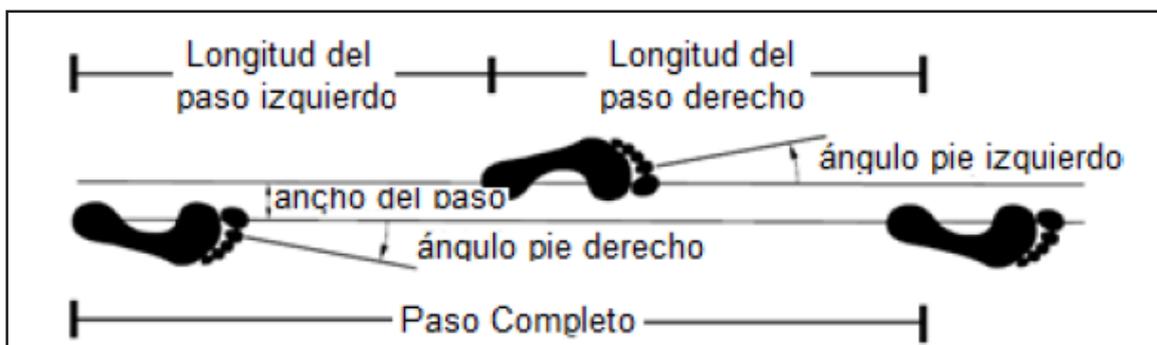


Figura 10. Ciclo de la marcha[9].

contraposición producto de la fuerza del músculo cuádriceps a través del tendón rotuliano y su brazo de palana “b” [10].

El torque es un producto de la fuerza muscular principal aceleradora de la región corporal y la distancia perpendicular de la fuerza desde el centro del movimiento de la articulación[10].

Ecuación 1: Torque en la articulación de la rodilla [10]

$$T = F \cdot d$$

Para el cálculo de la fuerza en el modelo de prótesis se toma en cuenta la distancia perpendicular a la fuerza aplicada en la parte móvil del dispositivo, como se muestra en la fig 12.

Durante la marcha normal los momentos generados en la rodilla debido a la reacción del pie de apoyo con la superficie del suelo varían a través de todas las fases del ciclo de la marcha, es decir que los momentos articulares que se generan por parte de los músculos varían en todo el ciclo de marcha.

Las figuras 13 y 14 proporcionan una gráfica de los ángulos y momentos articulares que se generan en la rodilla durante un ciclo de marcha, expresada en porcentajes.

A través del análisis de la figura 14 es posible determinar los puntos críticos o de mayor esfuerzo en función del torque que se genera por el peso de la persona y a través de la figura 13 es posible determinar el ángulo en el que se encuentra la rodilla cuando ocurre el mayor esfuerzo. Esto es posible ya que las gráficas se encuentran en función del ciclo de marcha expresado en porcentajes.

Los mayores momentos articulares, de acuerdo a la fig 14, se encuentra en la fase de apoyo, es decir dentro del 60% inicial del ciclo de marcha y durante la fase de oscilación disminuyen, esto se debe a que durante la fase de apoyo la rodilla está bajo la compresión ejercida por el peso del cuerpo, mientras que en la fase de balanceo u oscilación solamente el peso de la pierna ejerce sobre la rodilla una fuerza de tracción.

- Fase de apoyo. > Una sola pierna recibe el peso del cuerpo (compresión).
- Fase de oscilación. > La gravedad influye sobre el peso de la pierna (tracción).

Así entonces en función de la masa de la persona protetizada se obtiene el momento necesario durante la marcha de la figura 14 y en función de dicho momento articular se calcula la fuerza necesaria del actuador.

Es evidente que los momentos máximos se presentan los puntos 1, 2, 3 y 4 como se observa en las figuras 13 y 14 corresponden a 2.86, 15.71, 0 y 12.86 grados de flexión en la articulación de la rodilla.

Los momentos articulares están en función del peso de la persona en estudio como se muestra en la figura 14 así entonces, la ecuación 2 se utiliza para los puntos 1 y 2, la ecuación 3 se utiliza para el punto 3 y la ecuación 4 se utiliza para el punto 4, ecuaciones que se obtienen del análisis de la figura 13.

Ecuación 2: Momento articular máximo para el punto 1 y 2 de análisis

$$T = 0,4 \text{ Nm / kg}$$

Ecuación 3: Momento articular para el punto 3 de análisis

$$T = 0,3 \text{ Nm / kg}$$

Ecuación 4: Momento articular para el punto 4 de análisis

$$T = 0,25 \text{ Nm / kg}$$

La tabla VIII muestra los resultados obtenidos de las ecuaciones 2, 3 y 4 con los datos de la persona en estudio.

La fuerza necesaria del actuador se determina a partir del análisis de momentos articulares en los puntos 1, 2, 3 y 4 de la sección anterior, como se muestra en la tabla VIII y del brazo de palanca dependiente de la geometría del modelo de rodilla como se muestra en la figura 15 para un ángulo de flexión de 0°.

Los segmentos BC y CA de la figura 15 permanecen constantes, mientras que el segmento BA varía según el ángulo de flexión en la rodilla, el ángulo ACB es 100 grados para una flexión de 0 grados en la rodilla y el brazo de palanca que determine el torque empieza en C y es perpendicular al segmento BA.

Es importante considerar que la dirección de aplicación de la fuerza por parte del actuador es la misma del segmento BA, que varía durante los

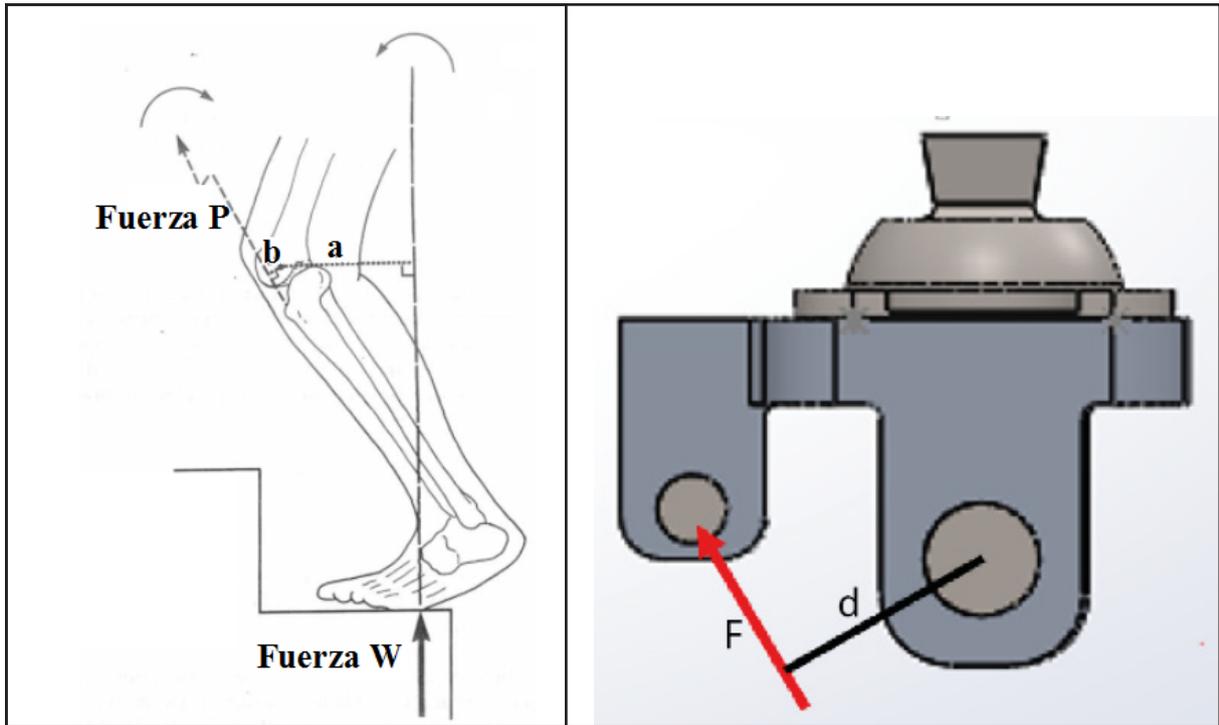


Figura 11 (izquierda). Momentos articulares [10].
 Figura 12 (derecha). Articulación de la rodilla a 0 grados de flexión.

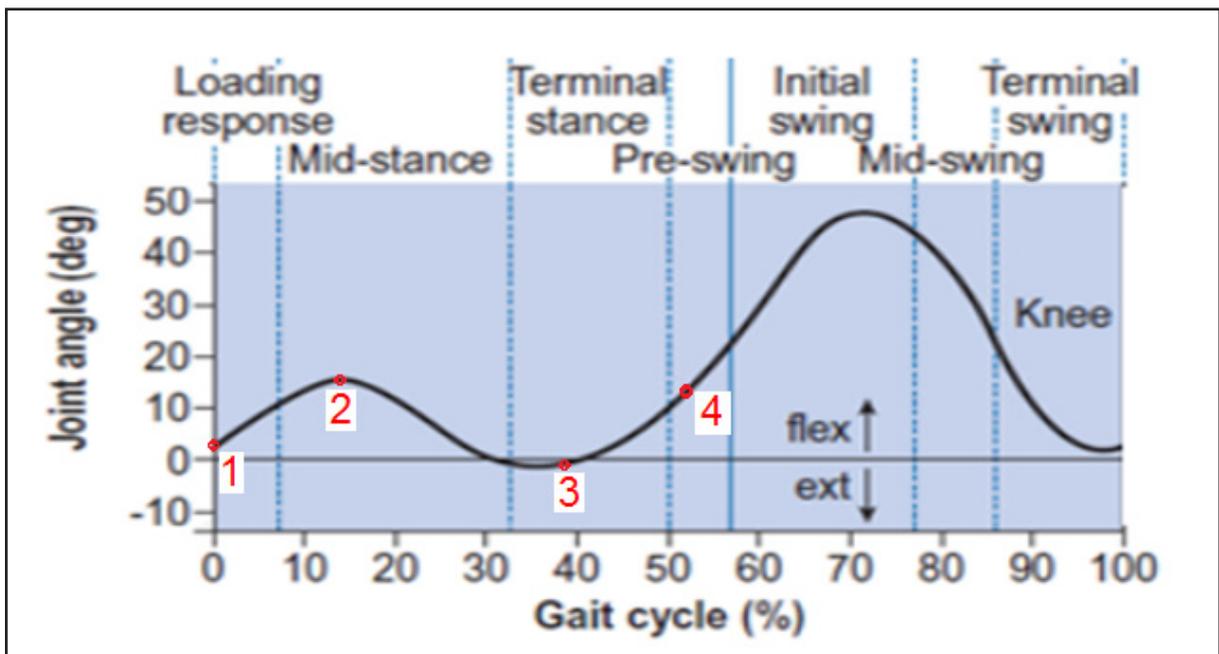


Figura 13. Ángulos de la articulación durante la marcha[7].

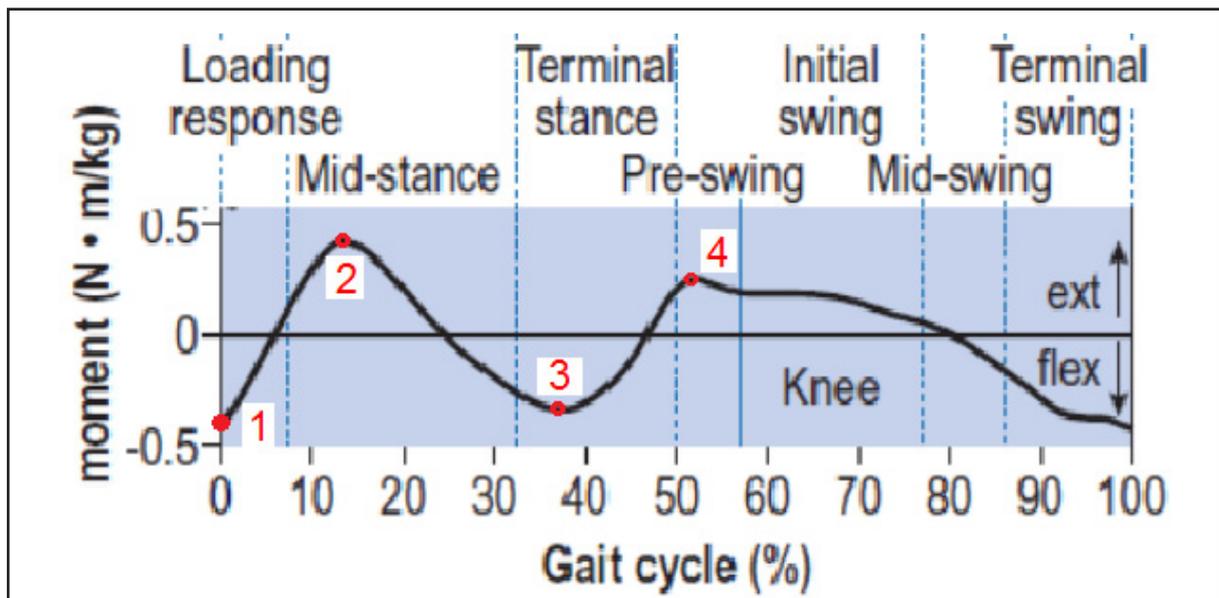


Figura 14. Momentos generados durante la marcha[7].

Puntos de análisis	Momento articular	Relación matemática	Ángulo de flexión
Punto 1	26 Nm	0,4 Nm / kg	2.86°
Punto 2	26 Nm	0,4 Nm / kg	15.71°
Punto 3	19.5 Nm	0,3 Nm / kg	0
Punto 4	16.25 Nm	0,25 Nm / kg	12.86

Tabla 8. Análisis de momentos articulares.

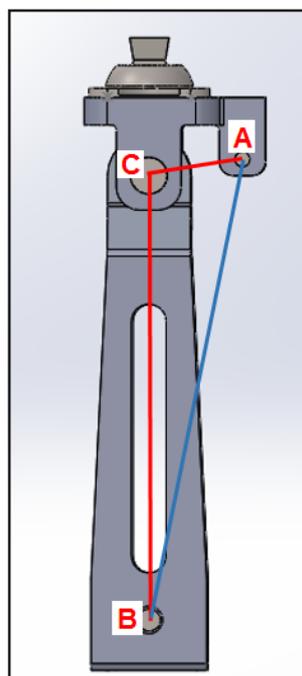


Figura 15. Geometría del modelo.

diferentes grados de flexión, así entonces el brazo de palanca de aplicación de la fuerza también varía en longitud, como se muestra en la figura 16.

Con la ecuación 1 se determina la fuerza necesaria para el actuador, en donde “T” corresponde al momento articular de la tabla VIII y “d” la distancia (segmento CD) perpendicular a la fuerza de dirección ADB de acuerdo a la figura 16 y dirigida hacia la articulación de la rodilla ubicada en C.

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla IX, para seleccionar el ángulo de flexión con el que se realiza el diseño.

Se realiza el análisis para 4 puntos que corresponden a 4 diferentes grados de flexión o exten-

sión de la articulación de la rodilla, debido a que la mayor fuerza para el actuador es para el punto 1 se trabaja para 2.86 grados de flexión.

La velocidad lineal del actuador es dependiente de la velocidad angular de la articulación de la rodilla, se toma en consideración una velocidad de 2,16 Km/h como velocidad baja de marcha humana, y corresponde a 46 pasos por minuto.

Cada ciclo de marcha contiene la acción de 2 pasos, así entonces 46 pasos corresponde a 23 ciclos de marcha con un tiempo de duración de 2,6 segundos para cada ciclo de marcha.

La Figura 17 muestra la magnitud de la velocidad lineal que debe tener el actuador de acuerdo a un ciclo de marcha con una velocidad de 2,16 km/h.

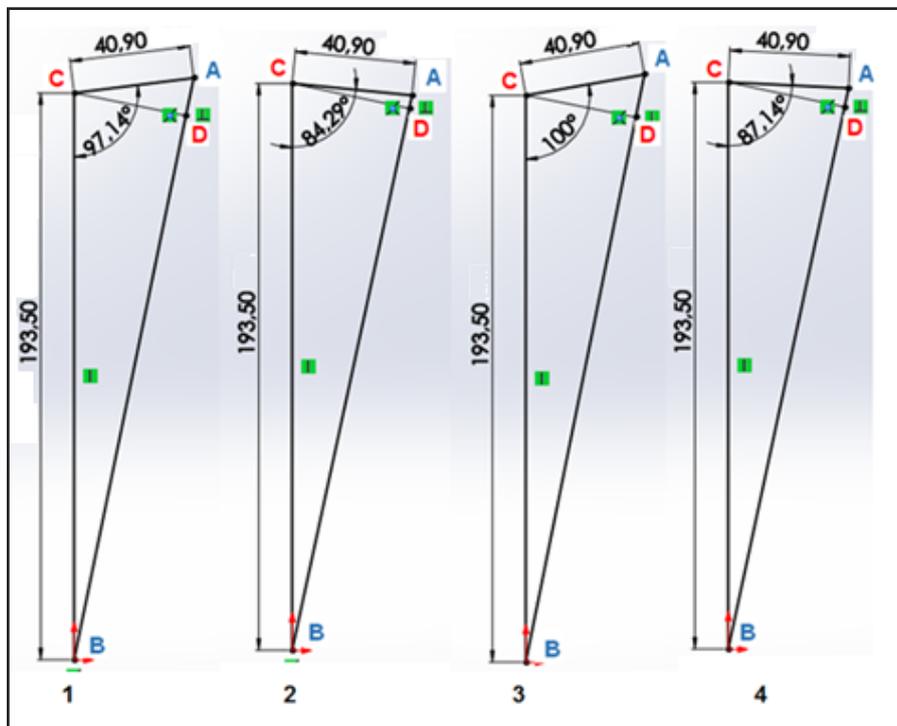


Figura 16. Brazo de palanca para los puntos de análisis 1, 2, 3 y 4.

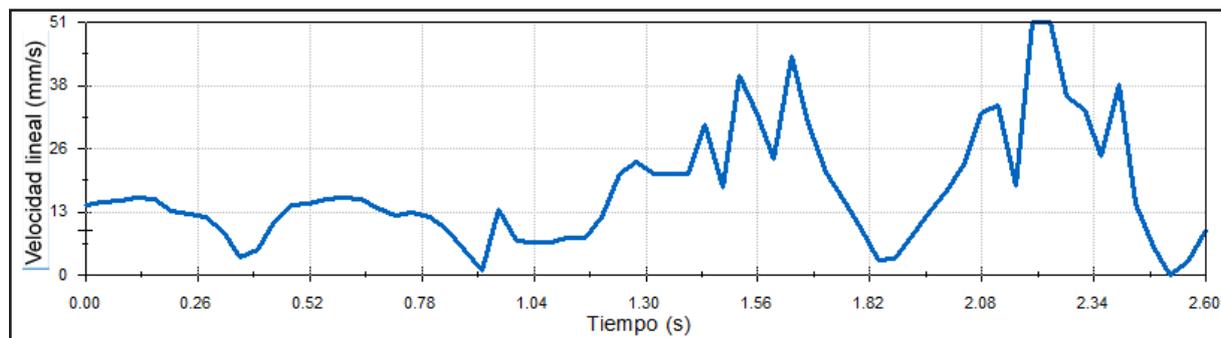


Figura 17. Velocidad lineal de acuerdo al ciclo de marcha.

La velocidad máxima que debe tener el actuador es 51 mm/s y se presenta en el 85% del ciclo de marcha correspondiente a la terminación de la fase de balanceo, como se muestra en la figura 17.

El actuador para el mecanismo debe ser de accionamiento lineal de acuerdo al modelo de la articulación, debe proporcionar una fuerza de 671,14 N y una velocidad lineal de 51 mm/s como mínimo de acuerdo a los análisis realizados en las secciones anteriores.

El actuador lineal seleccionado cumple con los requerimientos antes mencionados, así entonces las características más importantes se muestran en la tabla X:

Selección de las partes constitutivas

De acuerdo a la fig. 8 las partes diseñadas son la parte móvil y la estructura base sin embargo para que el mecanismo sea funcional es indispensable seleccionar componentes que se muestran a continuación.

Los componentes seleccionados son personalizados como el encaje para cada paciente, mientras que los acoples entre la cuenca, rodilla y pie protésico son estándares y realizados en materiales como titanio, acero inoxidable y aluminio y es más fácil y económico seleccionarlos. (ver figura 18)

Punto	Angulo de flexión (°)	Torque (Nm)	Brazo de palanca	Fuerza (N)
Punto 1	2.86	26	38.74	671.14
Punto 2	15.71	26	40.64	639.76
Punto 3	0	19.5	38.09	511.94
Punto 4	12.86	16.25	40.38	402.42

Tabla 9. Fuerza del actuador para los puntos críticos de la marcha.

Características	Detalle
Voltaje de entrada	12/24 V
Carrera	2 pulgadas
Fuerza dinámica	150 lb
Fuerza estática	300 lb
Velocidad	2 pulgadas / Segundo
Grado de protección	IP54
Corriente máxima de consume	5 A
Material constitutive	Aleación de aluminio 6062

Tabla 10. Características del motor eléctrico seleccionado.

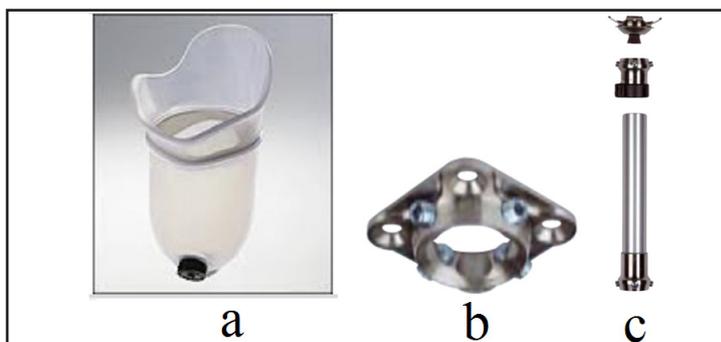


Figura 18. Partes constitutivas a) Cuenca b) Adaptador de Cuenca c) Pílon con abrazadera de tubo.

Análisis de elementos finitos

Los componentes mecánicos en forma de vigas, barras simples, etc., se pueden analizar con bastante facilidad por medio de métodos básicos de la mecánica que proporcionan soluciones aproximadas. Sin embargo, los componentes reales rara vez son tan sencillos, y el diseñador se ve forzado a realizar aproximaciones menos eficaces mediante soluciones cercanas, experimentación o métodos numéricos [11].

Los elementos tetraédricos con cuatro nodos en sus vértices son seleccionados para realizar el análisis, ya que se adapta a las geometrías del modelo propuesto por ser elementos para estructuras sólidas. (ver figura 19)

Los materiales seleccionados y adecuados para el mecanismo de acuerdo a la figura 8 se muestran en la tabla XI.

Es necesario restringir los movimientos del

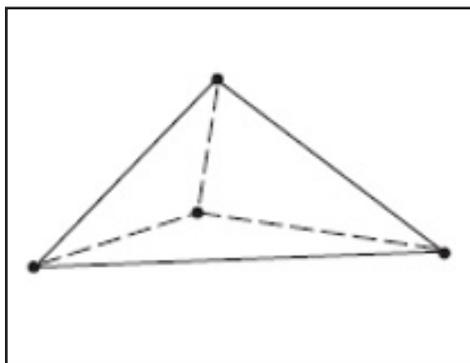
mecanismo en relación a sus partes fijas como se muestra en la fig. 20, emulando así la pisada en la fase de apoyo y la reacción que se genera debido al peso del cuerpo de la persona.

A continuación se realiza un mallado de los componentes, y se usa elementos tetraédricos como se muestra en la figura 21.

Para la aplicación de la fuerza 1 (fig. 22), se toma en consideración que la rodilla actúa bajo compresión, entonces se hace uso del valor del peso del cuerpo como la fuerza de compresión aplicada en el mecanismo y es 637N.

La fig. 23 muestra el momento articular que se genera en la rodilla durante el ciclo de marcha más crítico, la barra ubicada en lugar del actuador (figura 24) transmite el momento articular y parte de la fuerza de compresión.

La distribución de esfuerzos se puede observar en la figura 25a, y las deformaciones unita-



Parte	Material
Móvil	Aleación de aluminio 7075 - T6
Estructura base	Aleación de aluminio 7075 - T6
Pasador 1	Acero AISI 304
Pasador 2	Acero AISI 304
Pasador 3	Acero AISI 304
Acople de pirámide	Aleación de titanio

Figura 19 (izquierda). Tetraedro de 4 nodos.

Tabla 11 (derecha). Materiales para el Análisis de elementos finitos.

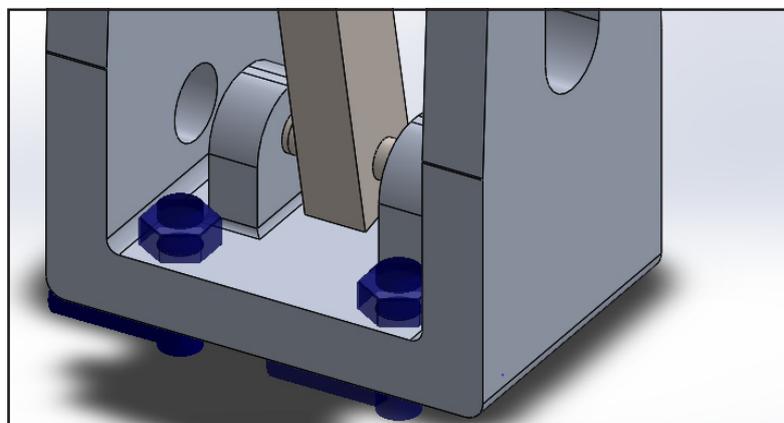


Figura 20. Sujeciones del mecanismo en la parte inferior.

rias en la gráfica 25b y factor de seguridad en la figura 26 para la parte móvil y estructura base ya que son las piezas de diseño.

Al realizar la simulación del prototipo de rodilla se determinan los esfuerzos combinados de

Von Mises, dicha teoría es la más precisa para materiales dúctiles. El modelo falla cuando el esfuerzo supera el límite elástico del material y es fácilmente comprobable a través del factor de seguridad. El factor de seguridad debe ser por lo

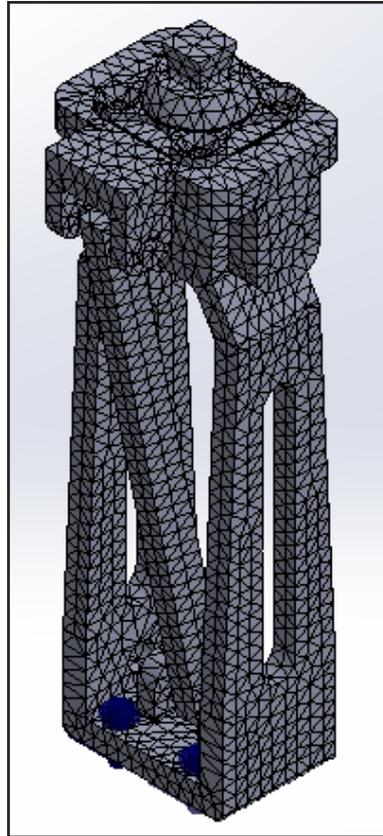


Figura 21. Mallado del mecanismo.

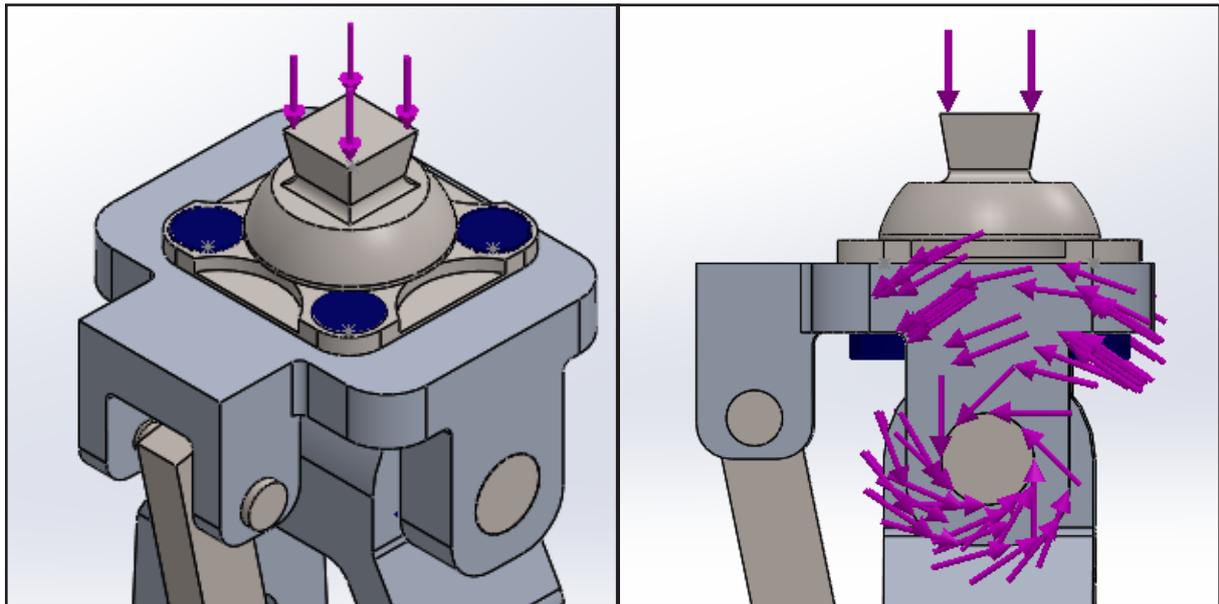


Figura 22 (izquierda). Fuerza de compresión de una persona.

Figura 23 (derecha). Momento articular ejercido durante el ciclo de marcha.

menos superior a 1.

Los valores de factor de seguridad reflejan cuantitativamente si el modelo puede fallar bajo las condiciones de contorno a las cuales fue sometido, en el caso en cuestión el factor de seguridad es alto en todo el mecanismo y puede

traducirse así mismo que el mecanismo puede soportar una sobrecarga.

No se consideraron fuerzas de impacto tales como tropezar con la prótesis o realizar actividades que correspondan a un nivel de actividad física superior tales como correr o subir escaleras.

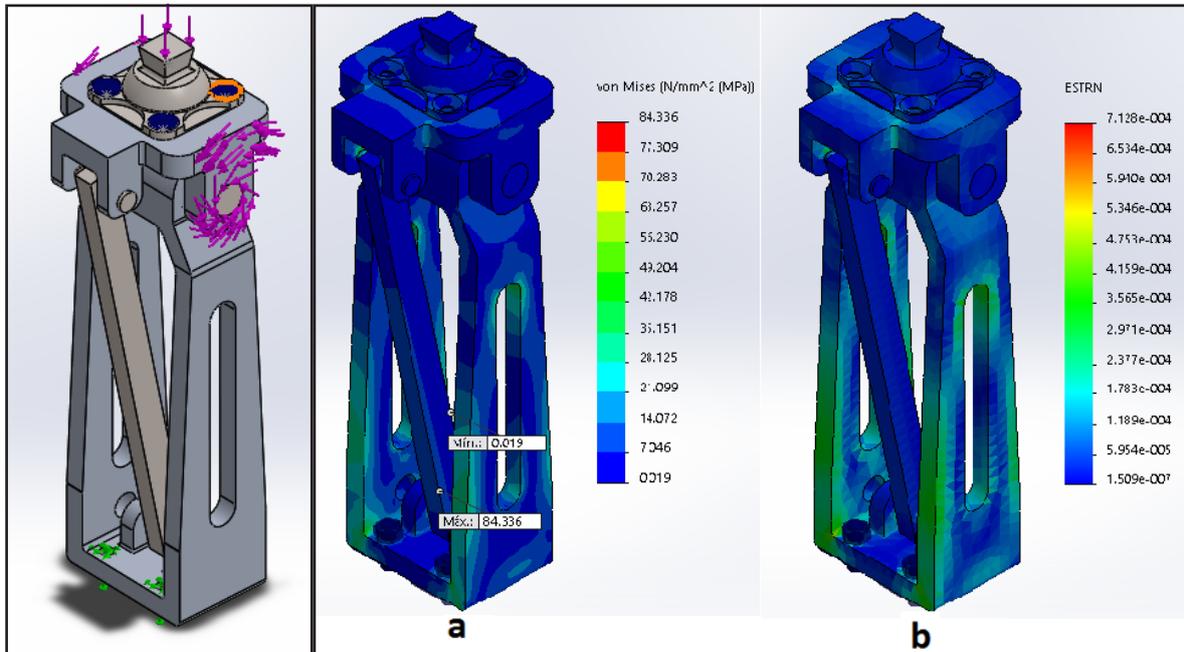


Figura 24 (izquierda). Condiciones de contorno en el mecanismo.
Figura 25 (derecha). Esfuerzos combinados (a) Deformaciones (b).

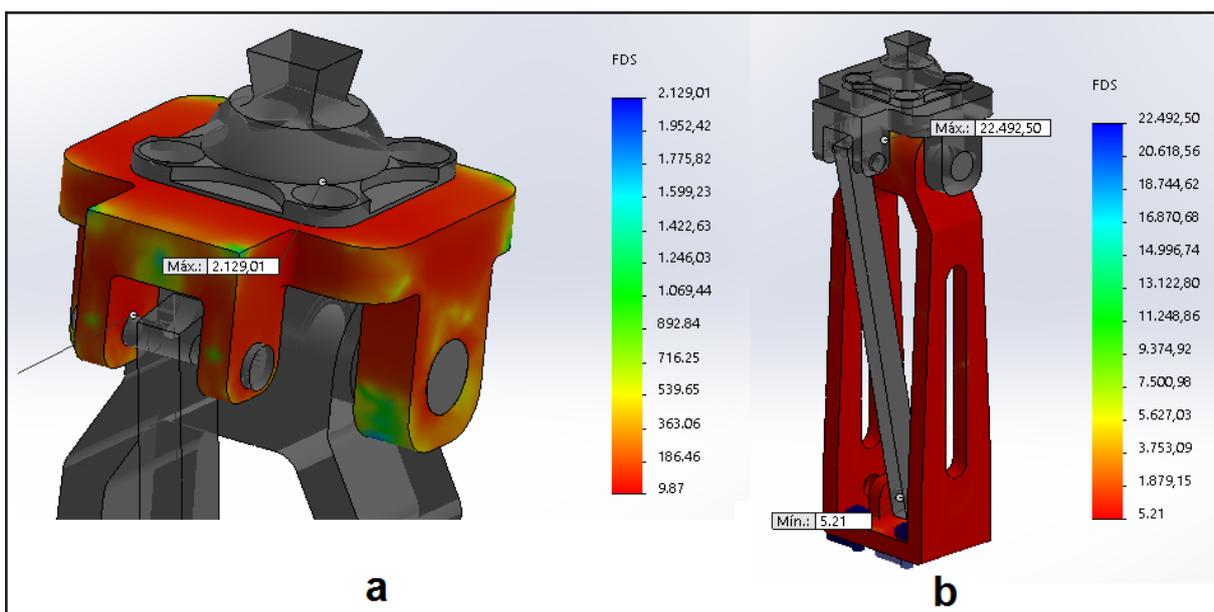


Figura 26. Factor de seguridad a) móvil b) estructura base.

La figura 27 y figura 28 muestran la distribución de esfuerzos combinados y factor de seguridad respectivamente, en la figura 27 se identifican los puntos más críticos, mientras que en la figura 28 se busca el factor de seguridad para dichos puntos.

El factor de seguridad mínimo es 9.87 ubicado en la unión entre pasado y parte móvil, el factor de seguridad máximo para los puntos críticos es de 45 ubicado en la unión entre el pasador principal de la articulación y la parte móvil.

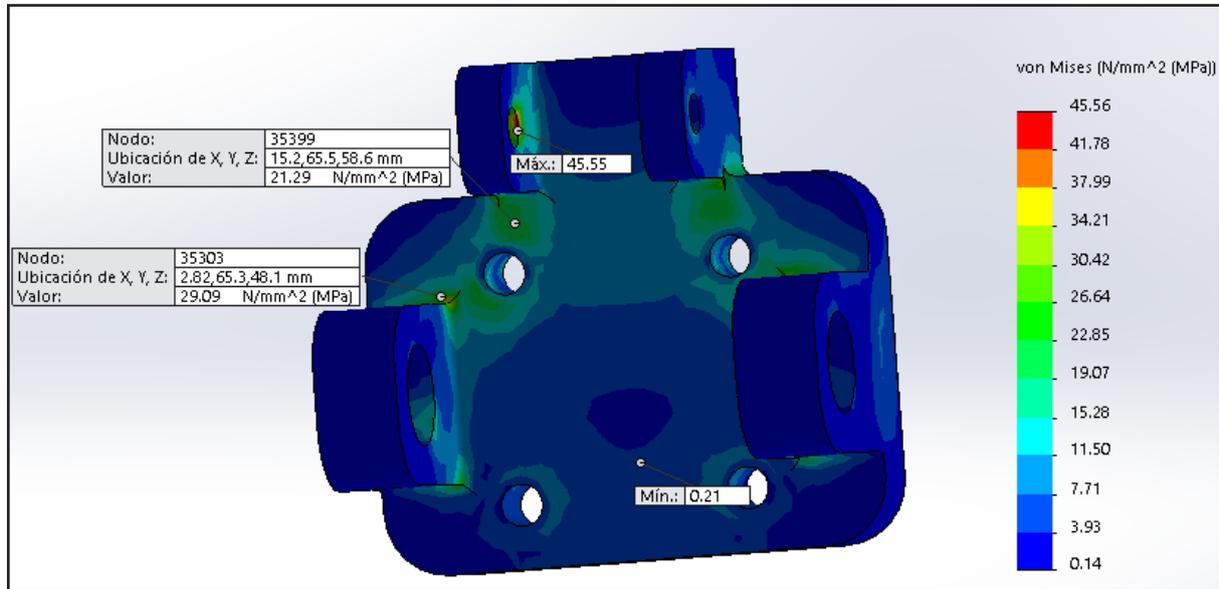


Figura 27. Distribución de esfuerzos de la parte móvil.

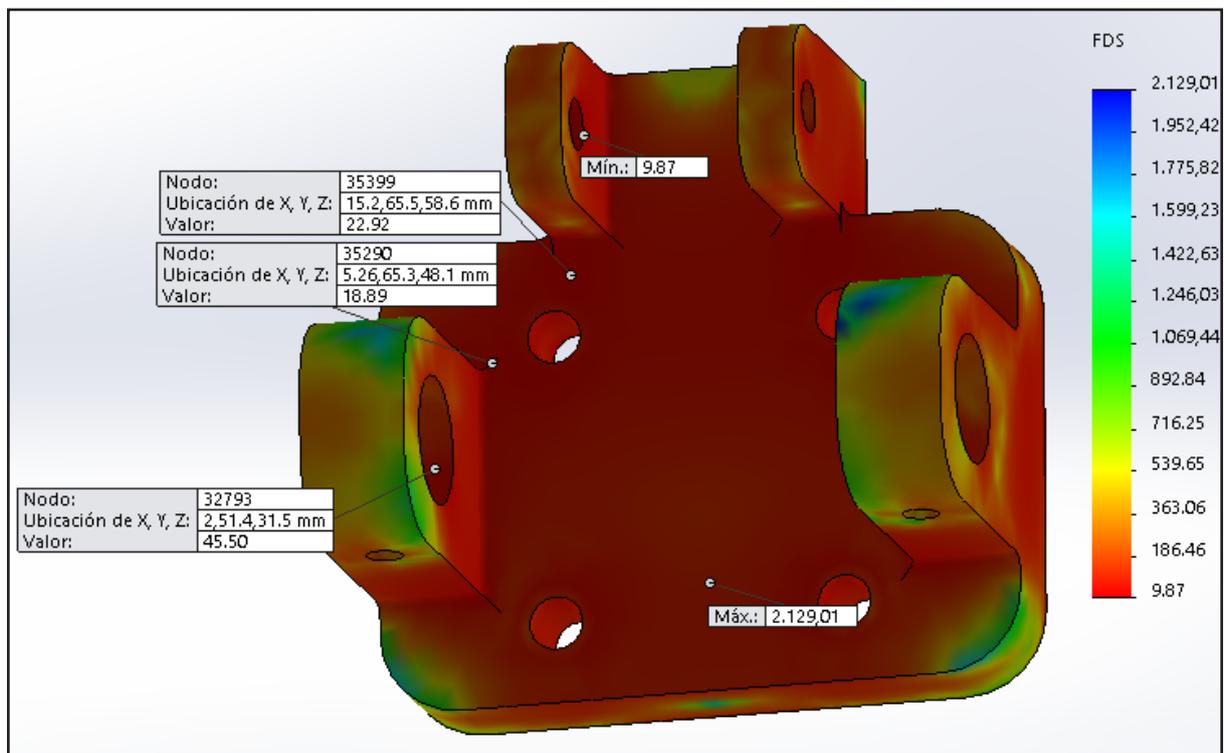


Figura 28. Factor de seguridad para la vista 1.

En la figura 29 y figura 30 se muestra la distribución de esfuerzos y factor de seguridad para una vista superior de la parte móvil, en la figura 29 se señalan los puntos críticos, mientras en la figura 30 se muestra el factor de seguridad.

En factor de seguridad mínimo es 9.87, mientras que el factor de seguridad máximo para los puntos críticos es 1256, ubicado en la unión entre pasador principal y parte móvil.

Los puntos críticos o de mayor esfuerzo se

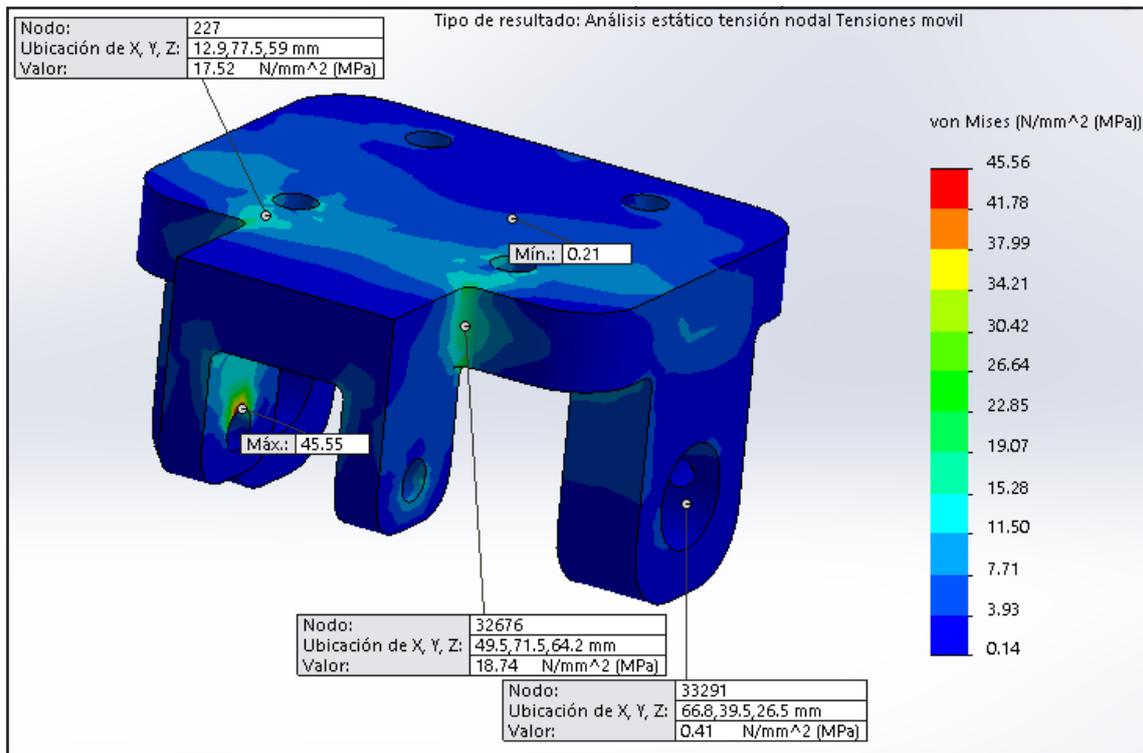


Figura 29. Distribución de esfuerzos de la parte móvil.

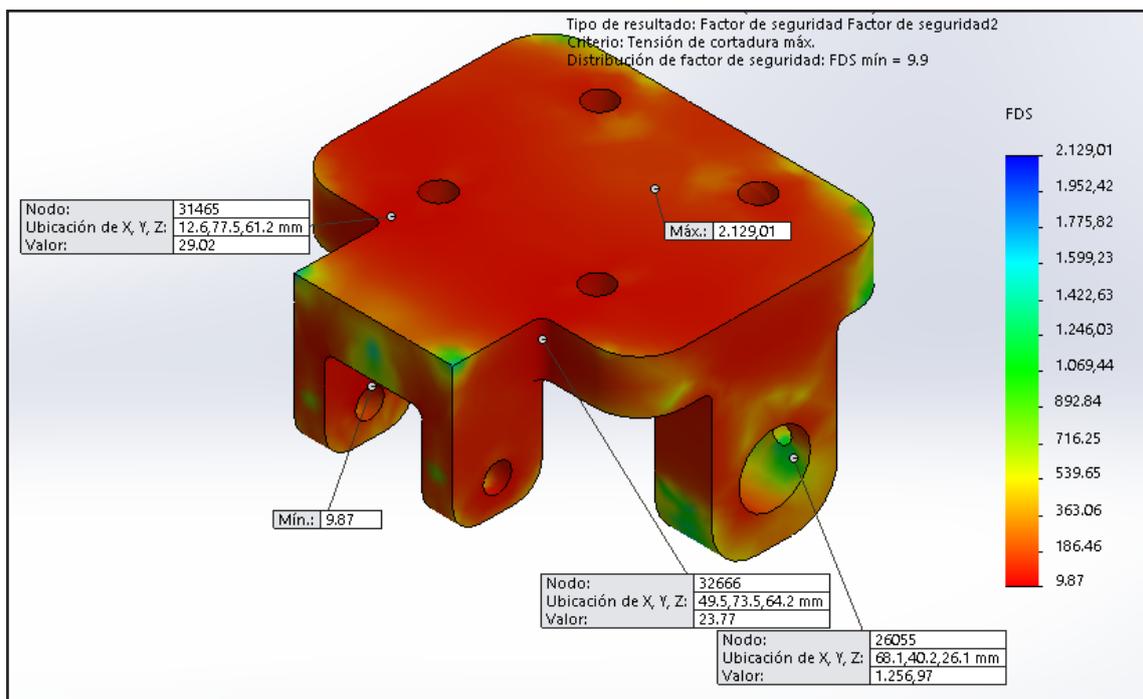


Figura 30. Factor de seguridad para la distribución de esfuerzos de la vista.

muestran en la figura 31, mientras en la figura 32 se muestra el factor de seguridad para tales puntos. El factor de seguridad mínimo será de 5.1 mientras que el factor de seguridad máximo de los puntos críticos es 53.

El máximo esfuerzo se puede observar desde la vista posterior únicamente (Fig. 33), el factor de seguridad (Fig. 34) mínimo es 5.21, mientras que el máximo de los puntos críticos es 16.

Para determinar de un valor de esfuerzo que

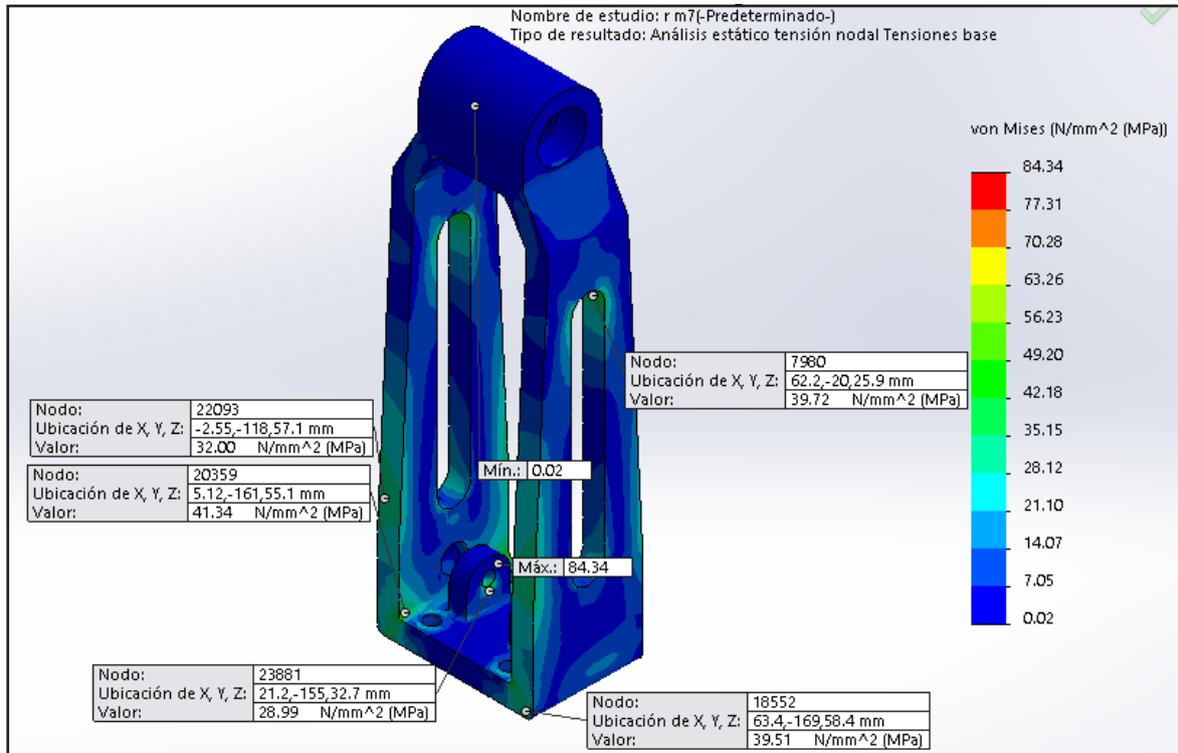


Figura 31. Distribución de esfuerzos de la estructura base vista isométrica.

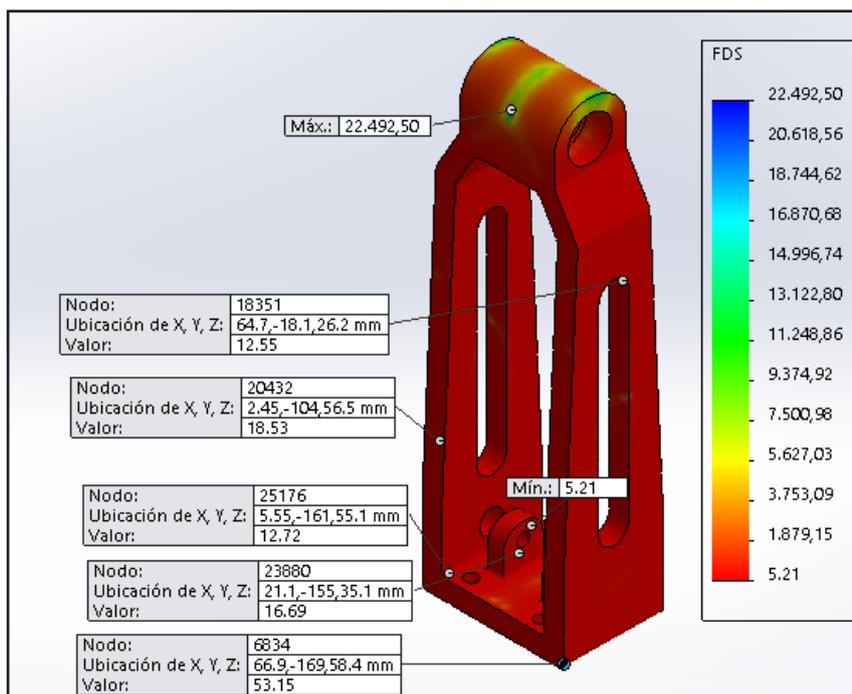


Figura 32. Factor de seguridad para la vista isométrica.

sea adecuado, se realiza gráficas de Esfuerzo vs número de elementos que se muestran en la fig. 35 y fig. 36.

Un mallado óptimo es aquel que permite obtener un resultado aproximado al real en con-

junción con un rápido cálculo computacional [12]. Para tal fin se hace un análisis de sensibilidad de esfuerzos de Von Mises como se muestra en la figura 35 y figura 36.

Se puede observar en la tabla XII que a partir

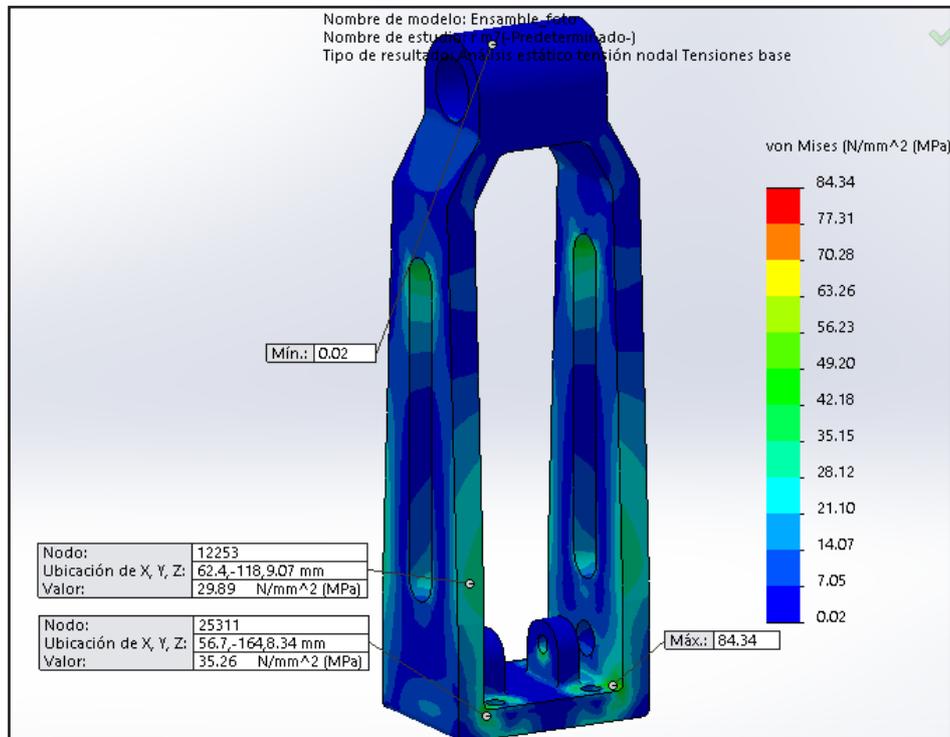


Figura 33. Distribución de esfuerzos de la estructura base vista posterior.

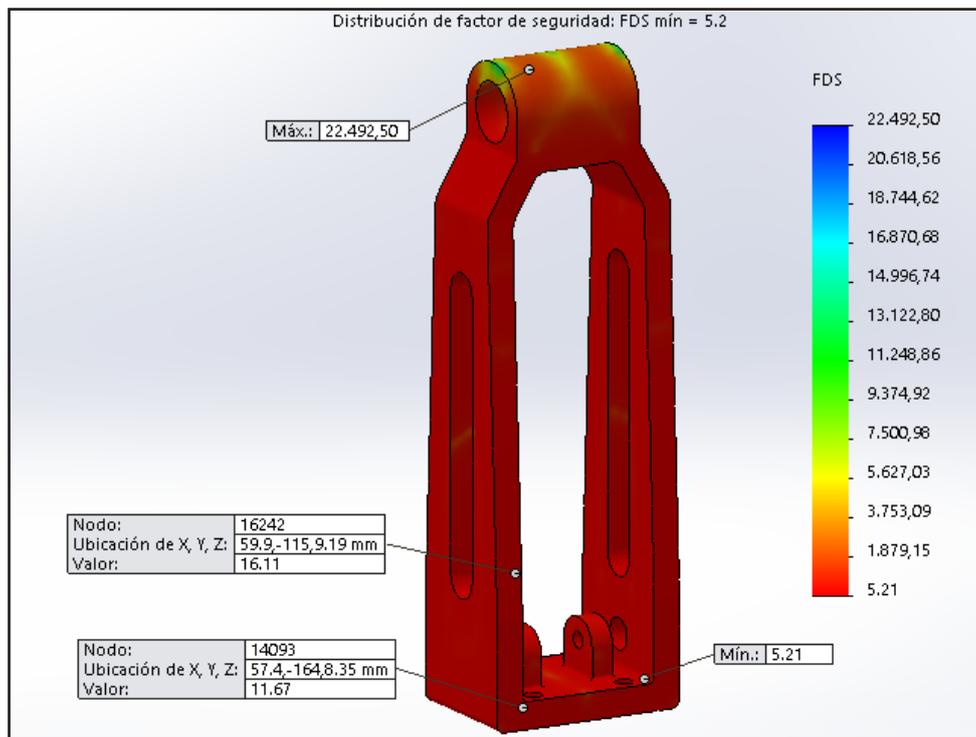


Figura 34. Factor de seguridad de la estructura base vista posterior.

de 26104 elementos el error porcentual es menor al 5%, los datos que se usan para el análisis son los del mallado 7 contiene: 31626 elementos, elementos de 5,65 mm con una tolerancia de 0,28 mm y 38400 nodos.

Conviene a menudo, en situaciones que implican esfuerzos de tensión y cortante combinados que actúan sobre un mismo punto, definir un esfuerzo efectivo que sirva para represen-

tar la combinación de esfuerzos. El enfoque de la energía de distorsión proporciona un buen medio para hacer esto en materiales dúctiles. [8]

El factor de seguridad para materiales dúctiles bajo carga estática puede calcularse mediante la ecuación 5, S_y corresponde al límite de fluencia del material, mientras que σ_{VM} corresponde al esfuerzo de Von Misses.

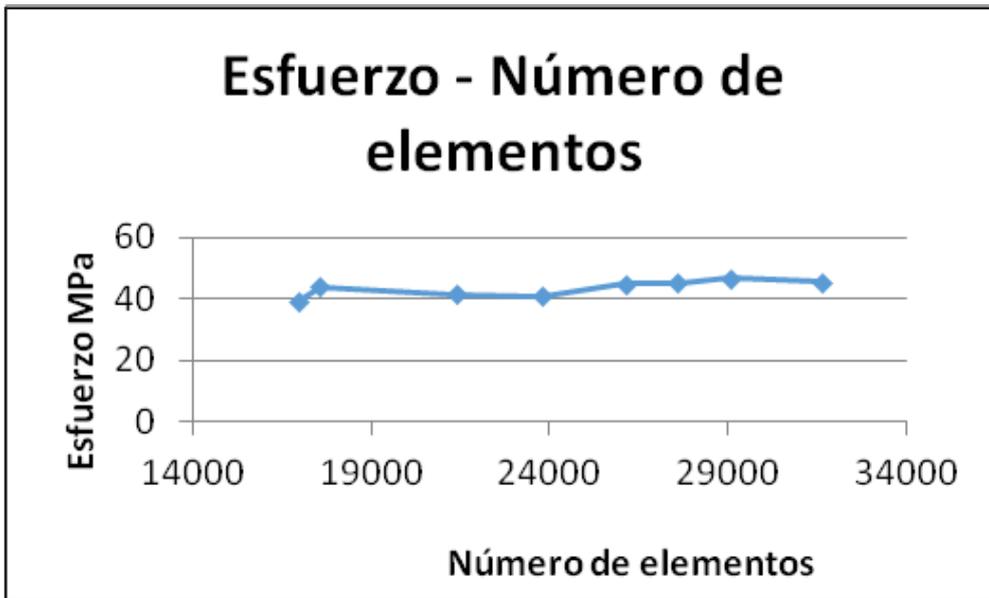


Figura 35. Gráfica esfuerzo - número de elementos de la parte móvil.

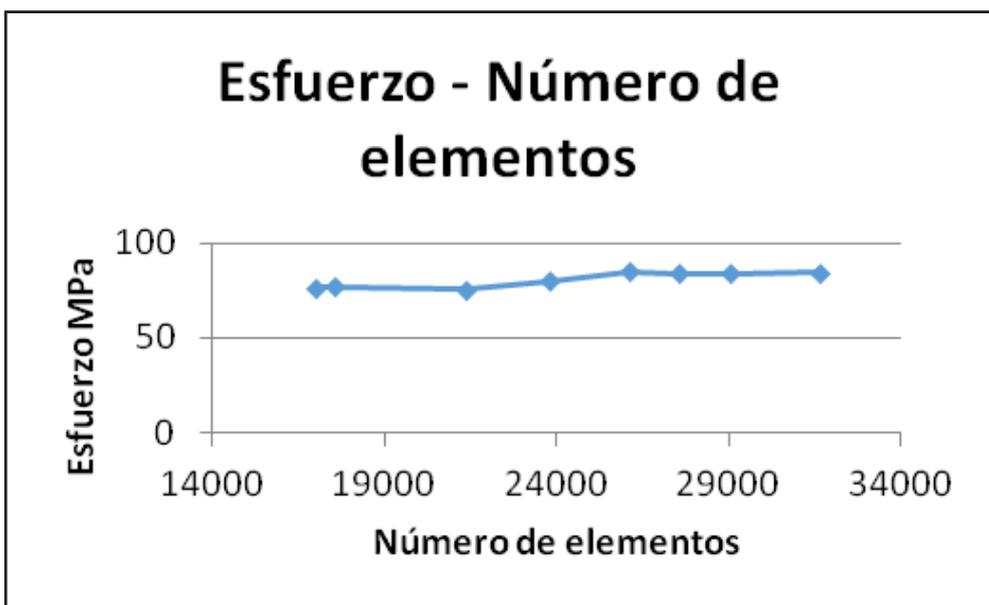


Figura 36. Gráfica esfuerzo - número de elementos de la estructura base.

Ecuación 5: Factor de seguridad según la teoría de energía de la distorsión[8]

$$N = \sigma_y / \sigma_{VM}$$

Prototipado

El uso de un polvo cerámico como material para el prototipo de prótesis nos facilita realizar pruebas dinámicas, y empezar a trabajar con un modelo físico. (ver tabla XIII)

El prototipo impreso con polvo cerámico se muestra en la figura 37, puesto que este prototipo no es lo suficiente funcional y tampoco tiene

la resistencia necesaria, solo se usa para tener una mejor apreciación del diseño y realizar pequeños cambios para mejorar el modelo.

Se usa fresadora CNC de 4 ejes ROMI D 1250 y una cortadora por electro hilo Chmer en la construcción del mecanismo en aluminio 7075, obteniendo los resultados que se muestran en la figura 38.

Los elementos constitutivos son proporcionados por la fundación “Prótesis para la vida” ubicada en el Ecuador y son totalmente compatibles con el modelo propuesto, se muestra en la figura 39.

Malla	Nro. Elementos	Esfuerzos combinados (MPa)	Esfuerzos combinados (MPa)	Error porcentual (parte móvil)	Error porcentual (estructura base)
0	16982	39,26	76,33		
1	17577	43,92	76,84	11,87	0,67
2	21385	41,49	75,79	5,53	1,37
3	23779	41,04	79,83	1,08	5,33
4	26104	44,93	85,26	9,48	6,80
5	27572	45,12	84,16	0,42	1,29
6	29055	46,92	83,94	3,99	0,26
7	31626	45,55	84,34	2,92	0,48

Tabla 12. Datos de esfuerzo.

Infiltrant	Color bond	Salt Water Cure
Composition	VisiJet “PXL”	VisiJet “PXL”
Tensile Strength	14.2	2.38
Elongation at break, %	0.23	0.04
Modulus of Elasticity, Mpa	9.450	12.855
Flexural Strenght	31.1	13.1
Flexural Modulus	7.163	6.355

Tabla 13. Tabla de propiedades para el tratamiento del polvo cerámico[13].

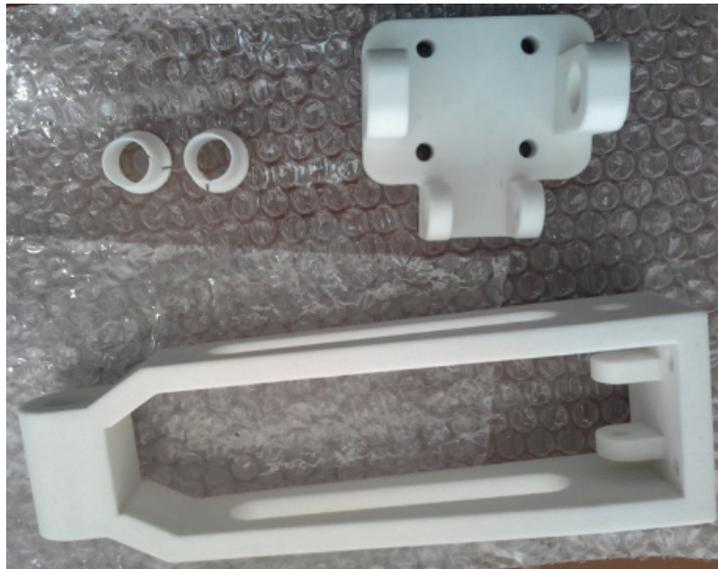


Figura 37. Prototipo de rodilla impreso en 3d.

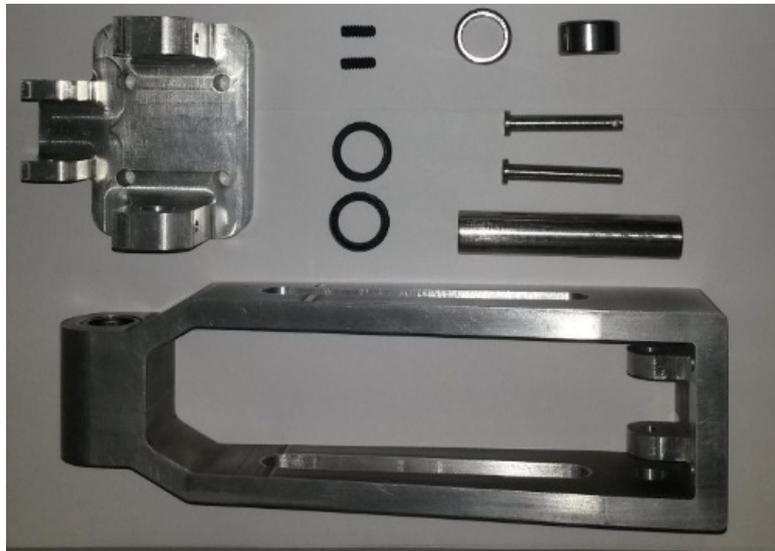


Figura 38. Partes del mecanismo.



Figura 39. Mecanismo con sus partes.

Conclusiones

Las aleaciones de aluminio son el mejor material para la construcción del prototipo por sus propiedades mecánicas, la aleación de aluminio 7075 es el material que se encuentra en nuestro medio con las mejores condiciones de mecanizado y calidad.

Se ha construido un mecanismo de articulación que emula los movimientos de flexo-extensión en 80 grados funcionales.

Se puede diseñar un prototipo de rodilla que emule el funcionamiento de la rodilla humana y satisfaga en gran medida, las exigencias de realizar una marcha humana.

Es posible seleccionar más de un actuador de bajo peso y con dimensiones adecuadas, capaz de proporcionar la fuerza motora necesaria en la caminata humana.

Las herramientas CAD CAE y CAM permiten realizar diseños, predecir fallas durante su funcionamiento y materializarlos.

Los modelos en impresiones 3d ayudan a tener una percepción mejor del diseño en físico, para poder realizar pequeñas modificaciones.

Bibliografía

1. **Gobierno de Ecuador**, Consejo Nacional de Discapacidades. Causas de discapacidad, 2013.
Au SK, Herr HM. Powered ankle-foot prosthesis. *IEEE Robotics & Automation Magazine* 2008;15(3)52-59.
2. **Kapandji AI**. Fisiología articular (6ª ed), Editorial Medica Panamericana, Madrid, 2006.
3. **Torrealba R, Fernández-López G, Grieco JC**. Towards the development of knee prostheses: review of current researches. *Kybernetes: The International Journal of Systems & Cybernetics* 2008;37:1561-1576.
4. **Murray MP, Drought AB, Kory RC**. Walking patterns of normal men. *J. Bone Joint Surg* 1964;46-A:335-360.
5. **Huston R**. Principes of Biomechanics. Taylor & Francis, 2009.
6. **Whittle MW**. Gait Analysis, an Introduction. Elsevier, New York, 2007. Vol. 4, p.258.
7. **Norton RL**. Diseños de máquinas. Pearson, México DF, 2011.
8. **Vaughan C, Davis B, O'Connor J**. Dynamics of Humain Gait. Kiboho, South Africa, 1992.
9. **Nordin M, Frankel V**. Biomecánica básica del sistema músculo esquelético. Fareso S.A., Barcelona, 2001.
10. **Shigley JE**. Diseño en Ingeniería mecánica. McGraw-Hill/Interamericana Editores, S.A., México, D.F., 2008.
11. **Zienkiewicz OC, Taylor RL**. The Finite Element Method (4th ed), McGraw-Hill, 1989.
12. **3DSYSTEMS**, ProJet x60 Series Professional 3D Printers, USA, 2015

BIOMECÁNICA

Tesis doctorales presentadas en España y Portugal en 2015 en el ámbito de la SIBB

En esta sección de la revista se listan las Tesis Doctorales presentadas en España y Portugal en el año 2015 y recogidas en la base de datos DART.

DART-Europe es una asociación de bibliotecas de investigación y de consorcios bibliotecarios que trabajan conjuntamente para la mejora del acceso global a las tesis doctorales europeas. DART-Europe facilita a los investigadores un único portal europeo para el acceso a tesis electrónicas (<http://www.dart-europe.eu/>). DART-Europe está apoyado por LIBER (Ligue des Bibliothèques Européennes de Recherche) y es el Grupo Europeo de Trabajo de la Networked Digital Library of Theses and Dissertations (NDLTD)

- 58 Área de Biomecánica y Medicina del Deporte**
- 60 Área de Cirugía Ortopédica y Traumatología**
- 65 Área de biomateriales**

Deporte y flexibilidad : rendimiento deportivo sin riesgo de lesión

Autor

CEJUDO PALOMO, ANTONIO

Directores

AYALA RODRÍGUEZ, FRANCISCO; SAINZ DE BARANDA ANDÚJAR, PILAR;
SANTONJA MEDINA, FERNANDO

Universidad de Murcia

Fecha de lectura: 18 diciembre 2015

Presentar una propuesta específica para la valoración del rango de movimiento (ROM) de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo "Protocolo ROM-SPORT", en base a criterios de validez y fiabilidad, sencillez del procedimiento exploratorio y austeridad en los recursos humanos y materiales. Analizar la precisión "Fiabilidad de la medida" de las pruebas de valoración del protocolo ROM-SPORT. Determinar el perfil de flexibilidad de la extremidad inferior en diferentes deportes mediante el protocolo ROM-SPORT

Palabras clave: Deportistas-Rendimiento; Lesiones deportivas-Prevención

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/359385>

Monitorización y estudio de las relaciones entre la carga de entrenamiento, la producción de fuerza, la fatiga y el rendimiento en corredores de alto nivel

Autor

BALSALOBRE-FERNÁNDEZ, CARLOS

Directores

CAMPO VECINO, JUAN DEL; TEJERO GONZÁLEZ, CARLOS MARÍA

Universidad Autónoma de Madrid

Fecha de lectura: 30 abril 2015

RESUMEN NO DISPONIBLE

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10486/666390>

La motivación en el Baloncesto profesional. Relación con los parámetros fisiológicos y físicos

Autor

LISBONA ROLDÁN, ÓSCAR

Directores

CASTILLO RODRÍGUEZ, ALFONSO; MONTIEL GÁMEZ, PEDRO

Universidad de Málaga

Fecha de lectura: 2015

La Actividad Física protege nuestra salud (Díaz, 2009) y evita hábitos no recomendados (Pérez et al., 2010). La investigación en las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte ha sido importante en el pasado (López, 2000), pero también lo es en el presente, tanto en el deporte extraescolar (Luengo, C., 2007) como en el deporte profesional (Lozano, 2004), donde se busca continuamente mejorar el rendimiento individual y colectivo. La motivación es un aspecto cognitivo que puede contribuir en el mismo. El desarrollo teórico de esta Tesis Doctoral busca clarificar las variables de la misma en cuatro capítulos: 1. Condición Física y rendimiento de los deportistas, 2. Desarrollo teórico de la Motivación, 3. La Composición Corporal de los deportistas de élite, y 4. Deportes Colectivos. Se han encontrado evidencias científicas de que algunos tipos de Motivación Intrínseca, en especial, la Motivación Intrínseca para conseguir, experimenta un aumento en todos los deportes en la Fase Middle, la Motivación Intrínseca para conocer en la Fase PRE y POST, y la Amotivación o pérdida de motivación con la Fase Post un aumento en determinadas fases de la temporada. La Motivación parece estar relacionada con algunos parámetros corporales y con la condición física de los deportistas. No así con la antigüedad de los mismos. Se ha comprobado que el estado motivacional varía a lo largo de la temporada, y la relación entre algunos parámetros corporales y la condición física, donde se considera que a mayor grasa corporal, menos VO₂ máx. En la realización de la Tesis se han utilizado más de 270 referencias bibliográficas, la mayoría de ellas, actualizadas. Se han consultado diferentes bases de datos y revistas científicas de diferente impacto, así como la visita a las páginas webs actualizadas de diferentes federaciones deportivas.

Palabras clave: Ejercicio físico; Aspectos fisiológicos

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10630/9757>

Lumbalgia, Ortesis y Calidad de vida

Autor

GARCÍA PÉREZ-TEIJÓN, CARLOS

Directores

CUADRADO CENZUAL, MARÍA ÁNGELES; MARTÍN FERRERO,
MIGUEL ÁNGEL; PEDRO MORO, JOSÉ ANTONIO DE

Universidad de Salamanca

Fecha de lectura: 2015

Los sistemas estabilizadores pasivos de la columna son los ligamentos y el disco, y los activos los músculos. Entre los ligamentos de la columna uno de los más interesantes, en términos biomecánicos, es el ligamento amarillo. Su gran cantidad de fibras elásticas le da su color característico y le permite actuar como un resorte almacenando energía durante la flexión y posteriormente ayudando a los músculos durante la extensión. Su capacidad elástica le impide protruir dentro del canal en extensión cuando está en máxima relajación. (16) Otro ligamento importante es el supraespinoso. Por ser el que está más alejado del centro de movimiento vertebral, su brazo de palanca es el más largo y el que puede proporcionar una mayor resistencia a la tracción. La musculatura no solamente es un elemento que da movilidad sino una gran estabilidad a la columna. Un sofisticado elemento de estabilización es la "cámara hidroaérea" formada por el tórax y el abdomen. Cuando se realiza un esfuerzo importante, la glotis y los esfínteres del periné se cierran automáticamente, creando una presión positiva abdominal. La tensión de la musculatura abdominal comprime la cámara hidroaérea, haciendo que la columna dorsolumbar sea una estructura mucho más rígida. La aponeurosis abdominal y la fascia dorsolumbar están unidas y esta última se tensa por la contracción del dorsal ancho que se inserta en la parte proximal del húmero. La resistencia de la columna dorsolumbar está marcada por la calidad de la musculatura abdominal. Al aproximar los brazos al tronco, se tensan las estructuras lumbares en una conexión entre las extremidades superiores y la parte baja de la columna. La aplicación de los principios biomecánicos para el manejo de las fracturas de huesos largos también tiene valor para el manejo de lesiones traumáticas inestables de la columna torácica y lumbar. Realmente el principio no funciona sobre cada cuerpo vertebral en sí, sino más bien, toma a toda la columna como una construcción lineal ósea, asemejándola a un hueso largo. Los principios biomecánicos más usados para la columna tóracolumbar son el principio biomecánico del sostén; del tirante; la combinación de los dos anteriores y el principio biomecánico de la protección. (17) Las curvas fisiológicas que presenta el raquis en el plano sagital permiten el desarrollo armónico de sus funciones. Cuando se produce una fractura a nivel vertebral con deformidad y alteración de dicho perfil, se provoca la alteración de dichas funciones. Las vértebras superiores e inferiores, a la vértebra lesionada, deberán de adaptarse a la nueva situación, intentando compensar esa desviación; esto supondrá una sobrecarga para una serie de elementos que tendrán que cumplir una misión biomecánica para la cual no estaban preparados.

Palabras clave: Lumbalgia; Calidad de vida

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10366/129404>

Resultados del tratamiento quirúrgico del Hallux Valgus. Análisis de su influencia sobre la calidad de vida de los pacientes

Autor

FERNÁNDEZ HERNÁNDEZ, ÓSCAR

Directores

RAMOS PASCUA, LUIS RAFAEL; SÁNCHEZ LÁZARO, JAIME;
TORANZO MARTÍNEZ, DANIEL

Universidad de Salamanca

Fecha de lectura: 2015

Las deformidades del primer radio del pie están entre las más comunes del pie y, entre ellas, la más común es el hallux abductus valgus. Se define como una deformidad de la primera articulación metatarsofalángica (MF1) con abducción y pronación del dedo gordo del pie, combinado con una prominencia medial de la cabeza metatarsal y una desviación medial del primer metatarsiano (M1). El procedimiento diagnóstico más común es la medición radiológica de los ángulos del hallux valgus (AHV) e intermetatarsal (AIM). El primer metatarsiano es vulnerable a fuerzas extrínsecas debido a la ausencia de inserciones musculares en su cabeza. Las únicas estructuras mediales son la cápsula, el ligamento sesamoideo medial y el ligamento colateral medial, y su fallo es la lesión precoz y esencial de la deformidad. Una vez que M1 comienza a varizarse, los tendones y músculos, estabilizadores en condiciones normales, cambian sus vectores de tracción y se transforman en fuerzas deformantes. Progresivamente, las partes blandas MF laterales se contracturan y las mediales se debilitan. La prevalencia varía en la literatura entre el 7,8-15,4% en jóvenes, el 23-36,3% en adultos, y 35,7-46% en ancianos, presentando una relación directa con la edad, habiéndose encontrado prevalencias del HV incluso del 64,7%. Aunque el tratamiento del HV es inicialmente conservador, con medidas de protección de las partes blandas, separadores, correctores nocturnos o diurnos, tratamiento rehabilitador y ortesis, plantillas, hielo y antiinflamatorios en una gran parte de las ocasiones el tratamiento acabará siendo quirúrgico. Este estudio pretende hacer una revisión exhaustiva de la sensación subjetiva de mejora en la calidad de vida del paciente operado de hallux valgus, y relacionar dicha mejora con múltiples variables tales como la mejora en la deformidad angular del hallux o la técnica quirúrgica utilizada. El estudio se completa con el análisis de las características epidemiológicas y clínicas de la enfermedad en nuestro área de salud, en un marco demográfico particularmente envejecido: el oeste de la Comunidad Autónoma de Castilla y León.

Palabras clave: Cirugía ortopédica; Cirugía ósea

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10366/127359>

Consecuencias de la antiagregación plaquetaria y anticoagulación en pacientes con fractura de caderas

Autor

LÓPEZ ALONSO, SAMUEL

Director

BLÁZQUEZ ARROY, JUAN LUIS

Universidad de Salamanca

Fecha de lectura: 2015

La fractura de cadera es la causa más común de hospitalización en los servicios de urgencia ortopédicos. Esta patología acarrea problemas que van más allá del daño ortopédico, ocasionando repercusión en áreas tales como geriatría, psiquiatría, trabajo social, terapia ocupacional, rehabilitación y en la economía de la atención sanitaria. El siguiente trabajo de tesis se realizó para conocer la recuperación funcional de los pacientes mayores de 65 años intervenidos de fractura de cadera, a los 3 y 6 meses del alta hospitalaria. Se consideraron cuatro grupos de pacientes: pacientes con tratamiento antiagregante plaquetario, pacientes con tratamiento anticoagulante (acenocumarol), pacientes con ambos tratamientos y pacientes sin tratamiento antiagregante ni anticoagulante (como grupo control). Los objetivos planteados fueron determinar la recuperación funcional en los distintos grupos observados (índice de Barthel 14, índice de Lawton, índice de Katz y CRF). Así mismo identificar la morbilidad (índice de Charlson) y mortalidad e institucionalización asociadas al proceso comparando los diferentes grupos estudiados, e identificar variables relacionadas con la recuperación funcional posterior a dicha fractura de cadera, en un período de tiempo señalado.

Palabras clave: Cirugía; Traumatología

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10366/128365>

Estudio de la influencia del recambio articular en la esfera psicoemocional

Autor

NAVARRO SANCHIS, JOSÉ ANTONIO

Director

CÁCERES I PALOU, ENRIC

Universidad Autònoma de Barcelona

Fecha de lectura: 21 diciembre 2015

Hoy en día se considera el deterioro del aparato locomotor como el segundo problema más importante a la hora de causar problemas de dependencia en los ancianos. La artrosis es una de las causas fundamentales que puede impactar negativamente en ello. Es importante identificar factores relacionados con el grado de satisfacción de los pacientes tras someterse a una intervención de recambio articular. La presencia o no de distrés psicológico, ansiedad y depresión ha sido poco estudiada entre dichos pacientes y menos aún el propio impacto de una intervención de tamaño envergadura sobre dichos factores. **Objetivos:** Los objetivos del presente trabajo son: a / establecer si el cuestionario HADS es un instrumento de cribaje válido para este perfil de pacientes comparándolo con el SCL-90-R y el SF-36; b / analizar los factores sociodemográficos de género y edad en los pacientes a nivel tanto pre como postquirúrgico; c / estimar la prevalencia de los factores psicológicos (depresión y ansiedad) y los factores sociodemográficos para averiguar si existe relación entre ellos; d / establecer las diferencias entre los factores psicológicos (depresión y ansiedad) a nivel pre y postquirúrgico si es que las hay. **Material y métodos:** se incluyeron pacientes del Hospital de Traumatología del Hospital Universitario Vall d' Hebron pendientes de intervención de recambio articular diagnosticados con artrosis. Se realizaron dos visitas a dichos pacientes a lo largo del estudio. En ambas visitas debían rellenar un cuaderno de recogida de datos que incluía las variables sociodemográficas consideradas así como los cuestionarios autoaplicados HADS, SCL-90-R y SF-36. Se llevó a cabo un estudio de tipo descriptivo prospectivo (longitudinal) para verificar los objetivos marcados. **Resultados:** se incluyeron un total de 72 pacientes. Un 42% varones y un 58% mujeres. Edad media de 67.5 años. La ansiedad decrece un 26% entre el pre y el posttest con el SCL-90-R y un 18% con el HADS. La salud mental mejora un 6% con el SF-36. No se observaron diferencias significativas para la depresión. **Conclusiones:** Se comprobó que el HADS puede ser un instrumento válido para este perfil de pacientes sin que se evidenciaran diferencias significativas de género. Se comprobó que según nuestros datos independientemente de otras variables la propia intervención quirúrgica del recambio articular significa una mejoría de los niveles de distrés psicológico (ansiedad y depresión) mostrados por los pacientes.

Palabras clave: Prótesis total rodilla; Ansiedad-depresión

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/378366>

Fracturas tóracolumbares: Valor pronóstico de la evaluación por imagen en la calidad de vida del paciente

Autor

GARCÍA DE LAS HERAS, BEATRIZ

Director

GARCÍA DE LUCAS, FERNANDO; PEDRO MORO, JOSÉ ANTONIO DE

Universidad de Salamanca

Fecha de lectura: 21 diciembre 2015

Se han estudiado 65 pacientes con fracturas tóracolumbares. El propósito es conocer si los parámetros de capacitación (resultado clínico y resultado laboral), y los indicadores de calidad de vida y percepción de salud (SF-36 como cuestionario general y Roland-Morris como cuestionario específico) se ven afectados o no por los valores del ángulo de cifosis y del porcentaje de acñaamiento y por la lesión o no del complejo ligamentario posterior, previamente valorados mediante la radiología simple y la resonancia magnética. Los pacientes se agruparon considerando un tratamiento quirúrgico o conservador. Al comparar el ángulo de cifosis, solamente apareció una diferencia significativa en la dimensión vitalidad del SF-36 del grupo quirúrgico, apreciándose un menor valor cuanto mayor es el ángulo de cifosis. No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los dos grupos entre el porcentaje de acñaamiento y los diferentes indicadores y parámetros. Únicamente en el grupo conservador se aprecian resultados estadísticamente significativos entre la lesión del complejo ligamentario posterior y el Roland-Morris, el resultado clínico y laboral y en las dimensiones función física, salud general y vitalidad del SF-36. Comparando los resultados entre ambos grupos, no se han encontrado diferencias significativas en los resultados del Roland-Morris, del SF-36 ni en el ángulo de cifosis. Sí aparecen diferencias en el porcentaje de acñaamiento y en los resultados clínico y laboral. Además se demuestra la necesidad de realizar una resonancia magnética a todas las fracturas tóracolumbares, para evaluar la lesión del complejo ligamentario posterior, que indicaría la existencia de una lesión inestable.

Palabras clave: Columna vertebral; Fracturas

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10366/128849>

E-glass fiber reinforced composite as an oral implant abutment material. In vitro bacterial adhesion assay and biomechanical tests

Autor

ETXEBERRIA URRA, MARINA

Directores

HENAR, TOMÁS J.; VIÑAS, MIQUEL

Universitat de Barcelona

Fecha de lectura: 27 juliol 2015

Los materiales compuestos de resina reforzados con fibras de vidrio E (FRC) están aumentando su uso en aplicaciones dentales y ortopédicas como materiales de soporte de carga. Esto es debido a que exhiben una mejor adaptación biomecánica con los tejidos vivos en comparación con los materiales tradicionales, así como por sus propiedades biocompatibles. Recientemente, se ha observado que mejora la formación del tejido gingival peri-implantario. Además, pilares de FRC reforzados unidireccionalmente han soportado satisfactoriamente 5 años de fatiga oral simulada. Estos estudios hacen que los FRC sean materiales prometedores para pilares de prótesis sobre implantes. Sin embargo, hay una falta de estudios que comparen la adhesión bacteriana de FRC a los materiales actuales para prótesis sobre implantes. Además, el efecto de la diferente orientación de las fibras en la capacidad de carga de los FRC como pilar implantario está aún por determinar. Por lo tanto, este estudio tuvo como objetivo evaluar los aspectos bacterianos y mecánicos de los FRC en con el fin de investigar un nuevo material alternativo libre de metal como pilar para prótesis sobre implante. La caracterización de la rugosidad superficial se realizó mediante microscopía de fuerza atómica e interferometría de luz blanca, y la humectabilidad se determinó utilizando el método de la gota sésil. Se analizaron los parámetros de superficie obtenidos en función de su eficacia en discriminar materiales y se propuso un conjunto de parámetros con el mayor poder discriminatorio (Estudio I). Posteriormente se cuantificó y analizó la adhesión bacteriana de *Escherichia coli* y *Staphylococcus aureus* (Estudio II). Por último, se evaluaron las propiedades mecánicas mediante ensayos de flexión de tres puntos y la capacidad de carga estática siguiendo las normas ISO 10477 e ISO 14801 respectivamente (Estudio III). Los resultados de la caracterización de superficie mostraron que los FRC presentan superficies rugosas con características hidrofóbicas. Esta rugosidad aumentó la adhesión bacteriana temprana aunque si nos atenemos al biofilm maduro no se observaron diferencias. Los parámetros S_a , S_{ku} y S_{mid} en la nanoescala, S_a y S_z en la microescala y un ángulo de contacto resultaron ser los más eficaces en la discriminación de biomateriales. Las barras reforzadas bidireccionalmente mostraron una mayor capacidad de fractura en comparación con las unidireccionales. Los pilares de FRC reforzados bidireccionalmente mostraron estadísticamente una mayor capacidad de carga en comparación con pilares reforzados unidireccionalmente. Por lo tanto, debido a su similar respuesta bacteriana con los actuales materiales así como de las adecuadas propiedades mecánicas de los pilares de FRC reforzados bidireccionalmente, se puede concluir que los FRC son materiales alternativos prometedores para su aplicación en prótesis sobre implante.

Palabras clave: Materiales dentales; Implantes dentales

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/313235>

Functional copolyesters from castor and sunflower oils, Poly(l-lactide) and poly(ϵ -caprolactone) using thiol-click chemistry

Autor

BEYAZKILIC, ZEYNEP

Directores

CÁDIZ DELEITO, VIRGINIA; GALIÀ I CLUA, MARINA

Universitat Rovira i Virgili

Fecha de lectura: 25 marzo 2015

El gran desarrollo que están experimentando actualmente los biopolímeros se debe fundamentalmente a los altos precios y disminución de las reservas de petróleo junto con la preocupación que existe hoy en día en materia de sostenibilidad ambiental. Por otra parte, además de sus beneficios medioambientales, se puede aprovechar la química “click” para una transformación eficiente de estos materiales. Entre los polímeros de origen renovable los poliésteres alifáticos están entre los más estudiados por ser considerados muy adecuados para aplicaciones como biomateriales debido a su biocompatibilidad y biodegradabilidad. En esta tesis, se han preparado poliésteres renovables combinando la utilización de aceites vegetales (ricino y girasol) y química “click”. En particular, se han usado reacciones de acoplamiento tiol-eno y tiol-ino con los ácidos 10-undecenoico y 10-undecinoico, para obtener monómeros de condensación que contienen funcionalidades tioéter y sulfuro de vinilo respectivamente. La adición tio-Michael se aplicó a un derivado del aceite de girasol, el oleato de metilo que contiene un grupo funcional enona, para obtener un monómero hidroxíster con grupos cetona, capaz de experimentar policondensación. Además, se han sintetizado copoliésteres al azar y en bloque a partir de estos monómeros y ácido poliláctico y policaprolactona para obtener materiales cuyas propiedades les convierten en una alternativa a estos poliésteres convencionales. Por último la modificación de estos materiales permite acceder a una gran variedad de poliésteres funcionalizados.

Palabras clave: Poliésteres; química “click”; aceites vegetales

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/319694>

Glycosynthase Technology for Enzymatic Synthesis of Functionalized Artificial Polysaccharides as New Biomaterials

Autor

CODERA PASTOR, MARIA VICTORIA

Directores

FAIJES SIMONA, MAGDA; PLANAS SAUTER, ANTONI

Universidad Ramon Llull

Fecha de lectura: 15 juliol 2015

La tecnología glicosintasa se ha convertido en una herramienta importante para la síntesis de oligosacáridos, polisacáridos y glicoconjugados. Las glicosintasas son glicosidasas mutadas desprovistas de actividad hidrolítica pero capaces de catalizar eficientemente la formación de enlaces glicosídicos con rendimientos elevados utilizando un dador glicosídico activado. Además, el dador activo y su producto de transglicosidación pueden actuar como aceptores dando lugar a la autocondensación del dador o a la elongación del producto de transglicosidación, produciendo polisacáridos. En el presente trabajo se pretenden sintetizar nuevos polisacáridos artificiales funcionalizados con estructuras definidas mediante el uso de la tecnología glicosintasa. Por un lado, se ha intentado aumentar la masa molecular de los polisacáridos utilizando un módulo de unión de carbohidratos (CBM). Este módulo podría mejorar la solubilidad de los nuevos polímeros a medida que se van sintetizando durante la reacción de polimerización. El efecto en el grado de polimerización ha sido estudiado tanto para el mutante glicosintasa en presencia de CBM como para la proteína de fusión glicosintasa-CBM. Por otro lado, se han sintetizado polisacáridos artificiales funcionalizados a partir de dadores disacarídicos activados donde la funcionalización deseada ha sido introducida previamente en la posición C-6'. Estos dadores funcionalizados actúan como sustrato para el mutante glicosintasa que catalizará la reacción de autocondensación. El grupo azido fue escogido por ser un grupo funcional adecuado dada su versatilidad y tamaño, suficientemente pequeño como para ser aceptado por el enzima. Los dadores fluoruro de 6-azidolaminaribiosa y fluoruro de 6-azidocelobiosa han sido sintetizados y evaluados como sustratos para las reacciones glicosintasa con el mutante E134S de la 1,3-1,4- β -glucanasa de *Bacillus licheniformis* y el mutante E197A de la celulasa de *Hemicella insolens*, respectivamente. Se han sintetizado 6-azido y 6-amino-6-deoxicelulosas artificiales con una secuencia de funcionalización alternada. De forma opuesta a la modificación química de celulosas donde la secuencia de sustitución es intrínsecamente aleatoria, la polimerización catalizada por glicosintasas de dadores glicosídicos modificados apropiadamente, permite acceder a nuevas celulosas funcionalizadas con secuencias de sustitución definidas y regulares.

Palabras clave: Polysaccharides; Glycosynthases; Enzymes; Functionalizations; Synthesis; Carbohydrates; 1,3-1,4-b-glucans; Cellulose; CBM; Regular pattern

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/300592>

Interacciones de células del linaje osteoblástico con biomateriales: influencia en las comunicaciones celulares mediadas por factores solubles

Autor

CRESPO GARCÍA, LARA

Director

VILABOA DÍAZ, NURIA E.

Universidad Autónoma de Madrid

Fecha de lectura: 20 febrero 2015

La aleación Ti6Al4V se utiliza en la fabricación de implantes osteoarticulares debido a sus excelentes propiedades mecánicas, baja toxicidad y buena resistencia a la corrosión. La resistencia a la corrosión se debe a la formación espontánea de una capa de óxido en su superficie, cuya estabilidad se puede alterar en contacto con el medio fisiológico. Con el fin de mejorar la estabilidad de esta capa superficial, en este trabajo se ha sometido la aleación Ti6Al4V a tratamientos mediante percusión con láser ("Laser Peening", LP) empleando dos densidades de pulsos de láser, 421 pulsos/cm² o 2.524 pulsos/cm². La capa superficial de las aleaciones tratadas mediante LP, con rugosidad en el rango submicrométrico, contiene TiO metaestable, además de Ti₂O₃ e hidróxido de aluminio en su zona más externa. En función de la densidad de pulsos empleada, el tratamiento genera rutilo en dicha capa superficial. Tanto las células madre mesenquimales como los osteoblastos humanos se adhieren a las aleaciones tratadas de forma similar que a la aleación sin tratar. Sin embargo, el proceso de adhesión no ocurre a través de la formación de adhesiones focales que contienen paxilina o FAK fosforilada en la tirosina 397. Ambos tipos celulares proliferan y forman matriz extracelular sobre las aleaciones tratadas de forma similar que sobre la aleación sin tratar. Las aleaciones tratadas favorecen tanto la maduración osteogénica de células madre mesenquimales como la formación de una matriz mineralizada por parte de osteoblastos. En este trabajo también se ha evaluado la influencia de biomateriales con diferentes características químicas y topográficas, tales como poliéster liso, poliestireno poroso, aleación de Ti6Al4V lisa o porosa e hidrogeles de fibrina, sobre el comportamiento de células madre mesenquimales humanas. Asimismo, hemos estudiado la influencia de estos biomateriales en la relación paracrina que establecen las células madre mesenquimales con células osteoblásticas, células madre mesenquimales o células endoteliales humanas. Se observó que las características de los materiales juegan un papel relevante en el control que las células madre mesenquimales ejercen sobre la viabilidad y actividad de los osteoblastos, condicionando tanto la producción de proteínas relacionadas con la organización de la matriz ósea por parte de éstos como la producción de factores implicados en el proceso de remodelado óseo. Además, también regulan el control que las células madre mesenquimales ejercen sobre la supervivencia, capacidad de migración y formación de estructuras tubulares de células endoteliales. Observamos asimismo que el sustrato sobre el que se cultivan las células madre modula las relaciones que establecen con poblaciones del mismo tipo celular con las que no establecen contacto directo, influyendo en su viabilidad. Finalmente, el estudio reveló que las características de los materiales en los que se siembran las células madre mesenquimales modula su respuesta a factores solubles secretados por osteoblastos, células madre mesenquimales y células endoteliales.

Palabras clave: Células óseas; Material biomédico

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10486/664996>

Ionic copolyesters and their nanocomposites: synthesis, characterization and properties

Autor

BAUTISTA BETANCUR; MAYKA IRINA

Directores

MARTÍNEZ DE ILARDUYA, ANTXON; MUÑOZ GUERRA, SEBASTIÁN

Universitat Politècnica de Catalunya

Fecha de lectura: 21 setiembre 2015

Un polímero que contiene pequeñas proporciones de grupos iónicos, ya sea a lo largo de la cadena principal como en los grupos laterales, es definido como ionómero. Según lo propuesto originalmente por Eisenberg, la interacción entre los grupos iónicos conduce a la formación de multipletes que contienen un grupo reducido de pares iónicos, y también a la formación de clusters, los cuales constituyen una segunda fase compuesta de muchos multipletes, así como de porciones de cadena hidrocarbonada. Estas estructuras iónicas han demostrado actuar como enlaces electrostáticos fuertes entrecruzados, los cuales producen modificación en las propiedades físicas tales como una mejora de las propiedades mecánicas y un incremento en la viscosidad en fundido, entre otras. Tanto los poliésteres aromáticos como los alifáticos son materiales poliméricos usados ampliamente en la actualidad. Sus aplicaciones más conocidas van desde el campo textil hasta el envasado de alimentos y líquidos como el agua o bebidas carbónicas. La mayoría de los polímeros sintéticos biodegradables son poliésteres alifáticos. Estos poliésteres suelen ser biocompatibles y no tóxicos y juegan un papel clave en aplicaciones médicas debido a su síntesis versátil capaz de proporcionar propiedades a medida. Actualmente se vienen empleando como biomateriales en suturas quirúrgicas, implantes óseos porosos, tornillos y placas de refuerzo, así como portadores de fármacos de liberación controlada. Esta tesis está enfocada en la modificación química de poliésteres aromáticos y alifáticos mediante la incorporación de diferentes grupos iónicos y con diversas concentraciones. Se han sintetizado ionómeros en base al poli(hexametileno tereftalato) y poli(butileno succinato) y se han investigado los efectos de la sustitución iónica sobre las propiedades físicas, velocidades de cristalización e hidrolizabilidad de estos poliésteres. Además, se ha estudiado la influencia de las interacciones iónicas con nanoarcillas en la formación de nanocompuestos a base de ionómeros. Esta tesis supone un trabajo multidisciplinar que incluye síntesis, caracterización espectroscópica, evaluación de propiedades térmicas y mecánicas, estudio de la degradación hidrolítica y preparación de nanocompuestos; el proceso de síntesis de los poliésteres ha sido realizado en todos los casos mediante policondensación en estado fundido. Se han utilizado condiciones diferentes de temperatura, catalizador y tiempo para cada familia de poliésteres dependiendo de la estabilidad y de la reactividad de los comonomeros involucrados en la síntesis. Los copoliésteres sintetizados incorporaron en sus cadenas grupos iónicos sulfonados, amonio, trimetilamonio y tributil fosfonio. Los resultados de la degradación hidrolítica sugieren que la inserción de grupos sulfonados en los poliésteres, los hace más hidrofílicos permitiendo una mejor solvatación y un ataque más fácil del agua a los grupos éster. Los nanocompuestos con nanoarcillas fueron obtenidos mediante diferentes metodologías de mezclado y en algunos casos haciendo uso de compatibilizadores. Para la compatibilización se usaron el bromuro de octadeciltrimetilamonio, el dicloruro de 1,12-dodecildiamonio y un ionómero terpoliéster. Se empleó la arcilla montmorillonite tanto sin modificar como modificada con grupos alquilamonio. Se compararon los resultados obtenidos mediante los diferentes procedimientos y se evaluaron los efectos de los compatibilizadores en la eficacia de mezclado y en las propiedades de los composites. La caracterización se llevó a cabo mediante resonancia magnética nuclear de ^1H y ^{13}C (NMR), espectroscopia de infrarrojo, cromatografía de exclusión molecular (GPC), calorimetría diferencial de barrido (DSC), y análisis de termogravimétrico (TGA). Los cambios en la estructura cristalina debidos a la copolimerización fueron seguidos mediante difracción de rayos X (XRD).

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/319440>

The Molecular Toolbox: Dendrimer Decorated Biomaterials for Musculoskeletal Regeneration

Autor
SEELBACH, RYAN

Directores
EGLIN, DAVID; LABARTA, AMILCAR; MATA, ÁLVARO

Universitat de Barcelona
Fecha de lectura: 12 junio 2015

La medicina regenerativa utiliza distintos enfoques hacia procesos complejos de curación de lesiones: uno de ellos es la restauración de la función normal de tejidos mediante la combinación de biomateriales con células y fármacos. Pero si nos centramos en lo que ahora pueden hacer los biomateriales sabemos que son un material capaz de guiar tareas complejas en procesos de regeneración tisular. No obstante, la investigación en los laboratorios continúa explorando este mundo inspirada por la búsqueda de soluciones para mejorar, todavía más, esta función de guía en el proceso de regeneración tisular. Hemos de ser capaces de controlar la entrega de agentes bioactivos en los microambientes que se encuentran a niveles en los que las células operan. Algunos investigadores han intentado aumentar la funcionalidad bioquímica de las estructuras de los polímeros, o “andamios” (en la literatura inglesa scaffold), mediante el control de la presentación espacial de moléculas bioactivas jugando con clústeres de secuencias de péptidos, pero sin tener un alto control a escala nanoscópica. Ahora, para el problema sobre el control de la arquitectura molecular del microambiente de un biomaterial la nanotecnología tiene una solución. Se trata de los dendrímeros, moléculas sintéticas ramificadas, simétricas, monodispersas y con forma globular. Más importante todavía, su estructura inherente mantiene una presentación estricta de los grupos terminales. Hasta este momento, nunca antes se habían mezclado covalentemente dendrímeros con biomateriales para proporcionar un control estricto de la presentación de biomoléculas en el microambiente de “andamio”. Esta nueva tecnología (la de los dendrímeros) coloca a los biomateriales en el nicho para la guía de la regeneración ósea. El objetivo de estas tesis es contribuir al desarrollo de biomateriales inteligentes mediante la combinación de dendrímeros con afinidad por proteínas específicas en una plataforma de biomaterial termorreversible a base de ácido hialurónico. La meta: avanzar en el campo de la regeneración ósea.

Palabras clave: Medicina regenerativa; Regeneración (Biología); Acido hialurónico; Geles (Farmacia); Gels (Pharmacy); Dendrímero

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/299370>

XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales (SIBB)

León, 21-23 de octubre de 2016

