LIBRO DE ACTAS

Editor

Guillermo Lafuente Sotillos

Comité Científico

Gabriel Domínguez Maldonado

Blanca Lafuente Fuster

María Reina Bueno

Josefina Verdaguer Sanmartí

Libro de actas

Editor: Guillermo Lafuente Sotillos.

Varios Autores

Comité Científico

Gabriel Domínguez Maldonado

Blanca Lafuente Fuster

María Reina Bueno

Josefina Verdager Sanmartí

© Sebior-Apode 2013

ISBN: 978-84-940305-7-4

MANIOBRAS DE ANÁLISIS CLÍNICO DE ESTABILIDAD DE LA COLUMNA INTERNA DEL PIE Y SUS REPERCUSIONES MECÁNICAS

Autores:

Primer autor: Dr. Andrés López del Amo Lorente. Diplomado en podología y fisioterapia por la UMH y doctorado por la Universidad de Murcia.

Coautores:

Roberto Pascual Gutiérrez; Diplomado de podología, profesor Universidad Miguel Hernández, Elche.

Rafael González Úbeda; Diplomado en Podología. Profesor del Máster en Biomecánica y Ortopodología de la Universidad de Sevilla.

Raquel Cintado Reyes; Diplomado en Podología. Becaria del Área Clínica de la Universidad de Sevilla.

José Luis Salcini Macias; Diplomado en podología, Profesor del Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla.

Teléfono de Contacto: 630260598

Email: andres.lopezdelamo@gmail.com
roberpascual@gmail.com
raquelcintado@gmail.com
mipodologo@yahoo.es
jlsalcini@us.es

Introducción:

La columna interna del pie está compuesta por las articulaciones mediales del pie (Art. Astragalocalcanea, talonavicular, cuneonavicular y matatarsocuneanas) y realiza una doble función, tanto de estabilidad del pie como dinámica. El análisis clínico de la estabilidad y función de la columna interna del pie es básica e importante, tanto para poder establecer un diagnóstico correcto como para realizar el tratamiento más adecuado para el paciente. La inestabilidad de la columna interna es una de las principales causantes de repercusiones mecánicas en el miembro inferior durante ciclo de la marcha y sintomatología dolorosa en el pie.

En la evolución histórica de la biomecánica podológica, Morton en 1938 fue de los primeros autores en desarrollar el concepto de insuficiencia del primer radio, más adelante, Root describió los criterios de normalidad del primer radio y repercusiones patomecánicas. El modelo biomecánico de Root sirvió como punto de partida para el desarrollo de nuevos modelos biomecánicos por autores como los doctores Dananberg, Kirby, Fuller, McPoil, estos últimos coinciden en la importancia de la valoración clínica de la columna interna e incorporan conceptos de física como resistencia, rigidez o fuerzas reactivas del suelo para entender mejor el funcionamiento del pie.

El objetivo de esta comunicación es valorar las maniobras clínicas de valoración de la mecánica del primer radio y analizar los resultados tanto normales como patológicos y su interpretación teniendo en cuenta los nuevos modelos biomecánicos. Las maniobras clínicas que se desarrollarán son: test de movilidad del primer radio (rigidez vs hipermovilidad, test de Hinterman (test de elevación de primer radio), test de Hubscher (test de Jack), test dinámico de Hicks, test de naipes.

Metodología:

Las siguientes referencias bibliografías con las revisadas para la realización de este trabajo. La base de datos usada ha sido Pubmed.

Normal and Abnormal Function of the Foot — Clinical Biomechanics Volume II (Clinical Biomechanics Corporation, 1977) de Merton Root, William Orien y John Weed.

Foot and Lower Extremity Biomechanics: A ten-year collection of Precision Intricast, Inc. newsletters, Volume 1, 2 y 3 (Precision Intricast, 1997-2008) de Kevin Kirby.

The first metatarsal rise sign: A simple, sensitive sign of tibialis posterior tendon dysfunction. Hintermann B, Gachter A. Foot Ankle Int. 1996 Apr; 17(4):236-41.

Foot kinematics during a bilateral heel rise test in participants with stage II posterior tibial tendon dysfunction. Houck JR, Neville C, Tome J, Flemister AS.J Orthop Sports Phys Ther. 2009 Aug;39(8):593-603. doi: 10.2519/jospt.2009.3040.

Position of the subtalar joint axis and resistance of the rearfoot to supination. Payne C, Munteanu S, Miller K. J Am Podiatr Med Assoc. 2003 Mar-Apr;93(2):131-5.

Hicks JH. Mechanics of the foot: part II. plantar aponeurosis and the arch. j anat.1954; Págs. 88-25.

Resumen:

La realización de todas estas maniobras para valorar la columna interna durante el estudio biomecánico, pese a que no hay muchos estudios que evidencien la eficacia de estas maniobras y que su interpretación depende de la subjetividad del examinador, cuanto más completa sea la exploración, más nos acercaremos a entender el comportamiento del pie así como pronosticar su funcionamiento y poder tomar decisiones correctas en cuanto al tratamiento ortopodológico adecuado.

MANIOBRAS CLÍNICAS	***DERECHO***	***IZQUIERDA***
Test de movilidad 1R (rigidez)		
Test de Hinterman		
Test de Hubscher (test de Jack)		
Test de Naipes		
Test dinámico de Hicks		
Test de Máxima Pronación		
Test de puntillas ***Heel Rise test***		
Test de Resistencia a la Supinación		

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA: NUEVOS AVANCES EN FISIOPATOLOGÍA DE LESIONES DE TENDÓN Y FASCIA PLANTAR

Autores:

Miguel Blanco-Traba 1,2,3,6 .

Manuel Mosqueira-Ouréns 1,4,5,6

1 diplomado en podología

2 postgrado en patomecánica del pie y sus tratamientos ortopodológicos; UB

3 estudiante máster oficial de investigación en podología; U Rey Juan Carlos

4 máster en investigación sanitaria,especialista reeducación funcional; UDC

5 doctorando en ciencias de la salud; UDC

6 podólogo en consulta privada

Correspondencia:

Blanco Traba, Miguel

Teléfono: 663 524 661

e-mail: podologiamiguel@gmail.com

Dirección postal: Plaza Domingo a. Andrade 11 2ºb, cee 15.270 A Coruña

1- Introducción

En los últimos años se han producido avances en cuanto al conocimiento de la etiología y fisiopatología de las lesiones de partes blandas. Los trastornos agudos del tendón son comunes y pueden ser difíciles de solucionar con éxito. La naturaleza degenerativa de estas condiciones es bien conocida y ciertos tendones parecen ser especialmente propensos a esta patología degenerativa. Los tratamientos tradicionales han puesto un gran énfasis en las estrategias antiinflamatorias, aunque la evidencia científica para este enfoque es poco convincente. Nuevas investigaciones realizadas en el ámbito de la farmacología (microdiálisis), estudio de imagen (resonancia magnética nuclear rmn), anatomía patológica (biopsias) y biología (alteraciones a nivel celular) han hallado una ausencia de inflamación ya desde estadios iniciales debido a un fracaso en la cicatrización. Ante estos hallazgos, se han sugerido y estudiado los motivos por los que ocurren (teoría mecánica, vascular y neural) y como aparece el dolor si no hay mediadores de la inflamación, siendo algunos neurotransmisores como el glutamato, la proliferación de terminaciones nerviosas libres o la neovascularización como los

posibles causantes. Tres teorías son las propuestas para explicar la degeneración de los tejidos:

Teoría mecánica: está relacionada con el sobreuso del tendón. Se producen daños en el colágeno por la tensión repetitiva del tendón.

Teoría vascular: algunos tendones que cicatrizan mal, o al menos ciertas partes de un tendón, tienen un suministro deficiente de sangre, por lo tanto son propensos a la insuficiencia vascular.

Teoría neural: los tendones están inervados, por ello la alteración de la homeostasis neuronal puedeconducir a la patología del tendón. Por último, se analizan los tratamientos más empleados para las fibrosis en tendón y fascias, valorando su efectividad.

2- metodología

La búsqueda se realizó de acuerdo con los principios descritos en el manual Cochrane de revisiones sistemáticas. Se ha realizado una búsqueda en la literatura desde 2003 hasta 2013 usando las bases de datos: pubmed, scopus y embase. Las palabras clave utilizadas fueron: plantar fascitis, chronic plantar fascitis, chronic plantar heel pain, plantar fasciosis, achilles tendon, achilles tendon repair, chronic achilles tendon, tendon injury. Las principales referencias bibliográficas para el desarrollo de esta revisión bibliográfica son las siguientes:

What is the best clinical test for achilles tendinopathy? Hutchison AM, Evans R, Bodger O, Pallister I, Topliss C, Williams P, et al. Foot Ankle Surg. 2013 jun; 19(2): 112-7. Epub 2013 feb 12

Management of chronic tendon injuries. Childress MA, Beutler A. Am Fam Physician. 2013 apr 1; 87(7): 486-90.

Platelet-rich plasma in tendon models: a systematic review of basic science literature. Baksh N, Hannon CP, Murawski CD, Smyth NA, Kennedy JG. Arthroscopy. 2013 mar; 29(3): 596-607.

Tendons – time to revisit inflammation. Jonathan D Rees, Matthew Stride, Alex Scott. Br J Sports med. 2013 march 9.

Is tendinitis an inflammatory disease initiated and driven by pro-inflammatory cytokines such as interleukin 1-β?. Mobasheri A, Shakibaei M. Histol Histopathol. 2013 mar 6.

Triceps surae activation is altered in male runners with achilles tendinopathy. Wyndow N, Cowan SM, Wrigley TV, Crossley KM. J Electromyogr Kinesiol. 2013 feb; 23(1): 166-72.

A review of 105 consecutive uniport endoscopic plantar fascial release procedures for the treatment of chronic plantar fasciitis. Troy N. Morton, Jeffrey P. Zimmerman, Michael Lee, John D. Schaber. Foot Ankle Surg. January–february 2013; 52(1): 48-52. The effectiveness of extracorporeal shock wave therapy on chronic Achilles tendinopathy: a systematic review. Al-Abbad H, Simon JV. Foot Ankle Int. 2013 jan; 34(1): 33-41.

Cell therapy for the treatment of tendinopathy - a systematic review on the pre-clinical and clinical evidence. Lui PP, NG SW. Semin Arthritis Rheum. 2013 jan 28.

3- Resumen

La destrucción de las propias células, por el daño en el tejido, produce un ambiente nocivo para las células sanas vecinas por liberación de sustancias citotóxicas que provoca un cambio de ph, unido a hipovascularización de algunos puntos del tendón y de la fascia plantar, como consecuencia, no llegan las células encargadas de fagocitar y reparar la zona lesionada, por lo que se produce un metabolismo anaeróbico que produce productos de desecho (lactato), siendo el ph de la lesión más ácido. Esto dará lugar a un fallo en la cicatrización, provocando aumento de la sustancia mixoide que limita, todavía más, la llegada de oxígeno y nutrientes. Esto favorece las microroturas por mala unión y falta de flexibilidad, definiendo el estado crónico de la lesión. Los diferentes estudios consultados, llegan a la conclusión de que la degeneración en tejidos como fascia y tendón ocurre pocos meses después del inicio de la lesión y en algunos casos, incluso en estadios iniciales. La literatura evidencia que en pruebas de microdiálisis no hallaron existencia de mediadores de la inflamación. En estudios anatomopatológicos, se hallaron grandes zonas degeneradas con fibrosis, tejido mixoide y metaplasia, pero no había inflamación en los tejidos. Se han postulado tres teorías que expliquen la degeneración de estos tejidos: la teoría mecánica relacionada con el

sobreuso del tendón. Según ésta, se producen daños en el colágeno por la tensión repetitiva del tendón. Los puntos fuertes de esta teoría son que explica la naturaleza degenerativa de la histología del tendón; y de acuerdo con la observación, el daño acumulativo puede llevar a la ruptura del tendón. La teoría mecánica se puede explicar fisiológicamente. Como puntos débiles de esta teoría se describen que: no explica porque los ejercicios pueden mejorar el tendón dañado. No aclara porque ciertos tendones son más susceptibles que otros. No asocia rupturas espontáneas en pacientes con historial de falta de ejercicio. La teoría vascular describe cómo algunos tendones que cicatrizan mal, o al menos ciertas partes de un tendón, tienen un suministro deficiente de sangre, por lo tanto son propensos a la insuficiencia vascular. Como puntos fuertes se destaca que explica porque los tendones tienen secciones vulnerables (por ej. parte media aquiles) y la fuerte asociación a la presencia de
neovascularización en tendinosis. Los puntos débiles de la teoría vascular son: no explica por qué el ejercicio (excéntricos) puede curar el tendón. No refiere que haya evidencia de compromiso vascular en pacientes sanos. Existe un papel poco claro de la neovascularización.

La teoría neural se basa en el principio de que los tendones están inervados, por ello la alteración de la homeostasis neural puede conducir a la patología del tendón. Los puntos fuertes de ésta teoría son la estrecha proximidad de la inervación del tendón a los mastocitos y la potencial interacción/degranulación, junto al proceso que libera mediadores de la inflamación.También se destaca, que en otras situaciones, la sustancia p está implicada en artritis inflamatoria, además existe un incremento de la incidencia de ciertas lesiones en grupos neuropáticos, por ejemplo, la ruptura del tendón de aquiles asociada a ciática. De igual modo la alteración del tono neural puede afectar a la retroalimentación de la unidad músculo-tendón, y por lo tanto afectar a la tensión y a la función de la misma. Sus puntos débiles son que realmente es más un conjunto de observaciones que todavía una teoría, no explica por qué sólo algunas tendinopatías son dolorosas y tampoco hay evidencia directa que soporte esta teoría de momento. Según la bibliografía consultada se han revisado los tratamientos actuales y su efectividad evaluado los resultados encontrados. Del mismo modo son revisados otros potenciales tratamientos como la inyección esclerosante (polidocanol), el aprotinin, el
topaz, la electrolisis percutánea intratisular (epi), el plasma rico en factores de crecimiento ó las ondas de choque. Aunque hay otros tratamientos que se utilizan actualmente para la tendinopatía, algunos tienen una escasa o inexistente evidencia sobre su efectividad, por lo que se necesita más investigación de calidad. Se espera que

el avance en la investigación y por consiguiente un mejor entendimiento de la naturaleza degenerativa de estas lesiones, conlleve al desarrollo de tratamientos y estrategias más específicas.

EFECTO A CORTO PLAZO DE LOS SOPORTES PLANTARES A MEDIDA EN EL DOLOR LUMBAR CRÓNICO

Autores:

-Aurora Castro Méndez

- Pedro V. Munuera Martínez

Resumen

Antecedentes: El dolor lumbar es uno de los trastornos más comunes que afectan a la espalda. La bibliografía existente refleja cómo a lo largo del tiempo se ha relacionado la excesiva pronación del pie con el dolor lumbar crónico y su evolución tras el uso de unos soportes plantares compensadores. Las ortesis plantares a medida suponen un tratamiento conservador simple y de bajo coste. La mejoría de los síntomas representa un importante beneficio para los pacientes con dolor lumbar, y para el sistema de salud pública, ya que podría reducir los costes derivados de otros tratamientos más complejos, como la cirugía o largos períodos de rehabilitación.

Objetivo: El objetivo principal del trabajo ha sido estudiar si tras el uso de un determinado tipo de soportes plantares a medida se produce mejoría en el dolor lumbar.

Material y método: En una muestra de 51 sujetos, 43 de género femenino y 8 de género masculino, se ha estudiado el efecto de soportes plantares de polipropileno de 3 mm con forro de 2 mm en pacientes con pronación subtalar excesiva y dolor lumbar crónico. Para ello se ha planteado un ensayo clínico aleatorio donde se han establecido dos grupos: grupo experimental, tratado con los soportes plantares a medida, y un grupo control donde se ha aplicado un tratamiento placebo. Se ha realizado una técnica de enmascaramiento doble ciego tanto para el investigador principal como para los participantes. La valoración del dolor lumbar se ha llevado a cabo en dos ocasiones mediante una escala visual analógica de dolor (EVA) y el cuestionario Índice de Discapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry, en dos momentos: el día de la inclusión en la investigación y a las 4 semanas de utilización del tratamiento.

Resultados: se han mostrado diferencias significativas en la evolución del dolor lumbar en el grupo experimental ($P<0,001$ escala EVA, $P< 0,001$ Índice de Oswestry), mejorando la sintomatología en este grupo respecto al grupo control.

Conclusiones: En la muestra estudiada, el uso de soportes plantares a medida para controlar la pronación del pie ha reducido significativamente el dolor lumbar crónico.

Palabras clave

Pronación subastragalina excesiva; dolor lumbar; soportes plantares a medida.

POSTERIOR TIBIAL TENDIOPATHY – THE FORGOTTEN EPIDEMIC

Autor:

Dr Paul Beeson

The University of Northampton

Park Campus, Boughton Green Road, Northampton, UK

Paul.beeson@northampton.ac.uk

Review of the literature

Introduction

Tendinopathy is characterized by a disorganized, random healing response with no histological signs of inflammation[1].

Posterior tibial tendinopathy (PTT) is the most common cause of acquired (progressive) flat foot deformity in adults[2,-4]. To-date, PTT research has mainly focused on management rather than causal mechanisms. The aetiology of PTT is likely to be multifactorial in nature, as both intrinsic and extrinsic risk factors have been reported[5-8]. The purpose of this presentation is to provide an overview of PTT, evaluate existing aetiological theories and introduce the concept of genetic risk factors.

Methods

A detailed review of the literature (1936 to 2013) was undertaken using a range of English language medical databases. The search was limited to articles in peer-reviewed journals, systematic reviews, meta-analyses, cohort studies, case control studies and surveys. Case reports, letter to editors and research concerning iatrogenic causes of PTT were excluded. Exceptional criteria were used to include articles not falling within the set inclusion parameters (at the discression of the assessor) where pertinent issues were raised that would otherwise have been undocumented.

Results

A wide range of intrinsic and extrinsic risk factors have been reported. No clear consensus exists as to the relative importance of the risk factors described nor has any consideration been given to a possible genetic basis to PTT.

Discussion

To-date studies have examined various intrinsic and extrinsic risk factors implicated in the aetiology of PTT[5-8]. Research on PTT is currently limited to its clinical description and management but its pathogenesis remains badly defined. In addition to known intrinsic and extrinsic risk factors, genetics may play a significant role in the etiopathogenesis of PTT[9]. The precise role of genes in causing or protecting individuals from developing PTT has yet to be defined.

It is possible that PTT could be a polygenic condition, given the multitude of the genes involved in maintaining normal tendon[10] and could run in families. Real-time polymerase chain reaction can be use to study candidate genes for the various structural and regulatory proteins of tendons using a case-control method[11, 12]. The potential also exists for multiple gene-gene and gene-environment interactions[13].

Besides the involvement of genetic factors, various non-genetic intrinsic and extrinsic factors[5-8] have been implicated in the aetiology of PTT. The interaction of these factors with an individual's genetic background (in the development PTT) needs to be investigated. They may provide useful insights into the pathophysiology of this condition and help to offer a more complete risk profile for PTT.

References

1. **Lippi, G; Longo, UG; Maffulli N:** Genetics and sports. Br Med Bull. **93**:27-47, 2010.
2. **Funk, DA; Cass, JR; Johnson, KA:** Acquired adult flat foot secondary to posterior tibial tendon pathology. J Bone Joint Surg. **68**:95-102, 1986.
3. **Gluck, GS; Heckman, DS; Parekh SG:** Tendon disorders of the foot and ankle, Part 3: The Posterior Tibial Tendon. Am J Sports Med. **38**:2133-2145, 2010.
4. **Kohls-Gatzoulis, JA; Angel, JC; Singh, D et al:** Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. BMJ. **329**:1328-1333, 2004.
5. **Kohls-Gatzoulis, JA; Angel, JC; Singh, D:** Posterior tibial tendon dysfunction as a cause of flatfeet in elderly patients. The Foot. **14**: 207-209, 2004.
6. **Riley, GP:** Tendinopathy – from basic science to treatment. Nat Clin Pract Rheumatol. **4**:82–89, 2008.
7. **Bowring, B; Chockalingham, N:** Conservative treatment of tibialis posterior tendon dysfunction – A review. The Foot. **20**:18-26, 2010.
8. **Durrant, B; Chockalinham, N; Hashmi F:** Posterior tibial tendon dysfunction – A review. JAPMA. **50**(2):176-186, 2011.

9. **Godoy-Santos, A, Ortiz RT, Junior RM et al:** Association of MMP-8 polymorphisms with tendinopathy of the primary posterior tibial tendon: a pilot study. Clinics (Sao Paulo). **66**(9):1641-1643, 2011.
10. **Magra, M; Maffulli N:** Genetic aspects of tendinopathy. J Sci Med Sport. **11**:243-247, 2008.
11. **Alfredson, H; Lorentzon, M; Backman, S:** cDNA-arrays and real-time quantitative PCR techniques in the investigation of chronic Achilles tendinosis. J Orthop Res. **21**:970–975, 2003.
12. **Dawn, TM; Barrett JW:** Genetic linkage studies. Lancet. **366**:1036-1044, 2005.
13. **Collins, M; Raleigh, SM:** Genetic risk factors for musculoskeletal soft tissue injuries. In: Collins M. Genetics and Sport. Med Sport Sci. Basel. Karger. **54**:136-149, 2009.

DYNAMIC TAPE. NUEVA ALTERNATIVA DE TRATAMIENTO EN PODOLOGÍA DEPORTIVA

Autores:

-José Antonio Berná Gascón jos.berna@gmail.com

Podólogo Elche CF SAD. El Pozo Murcia Turística FS

Profesor Universidad Católica San Vicente Mártir Valencia

-Francisco Javier Jimeno Serano

Fisioterapeuta en Innova Murcia Instituto de Salud y Deporte

-Víctor Salinas Palacios

Fisioterapeuta en Innova Murcia Instituto de Salud y Deporte

En los últimos años la utilización de vendajes tanto funcionales como neuromusculares se ha convertido en una herramienta habitual en las consultas de podología. La demanda de este tipo de tratamientos por parte de los deportistas como los buenos resultados obtenidos por los podólogos en la resolución de patologías con incidencia podológica ha provocado que el desarrollo técnico de estos vendajes sea cada vez mayor.

El Dynamic Tape es un de vendaje elástico desarrollado por Ryan Kendrick fisioterapeuta australiano. Está compuesto por algodón y nylon, su principal característica y que lo diferencia del resto de los vendajes es que presenta una capacidad de elasticidad tanto en el plano frontal como horizontal tiene una capacidad de alargarse un 200%, esto favorece que en ningún momento haya una restricción del movimiento lo que permitirá realizar movimientos en los diferentes planos del espacio aunque el vendaje tenga que superar diferentes articulaciones. Esta elasticidad nos va a permitir realizar compensaciones biomecánicas en el momento de su aplicación lo que ayudará a aumentar el brazo de palanca y favorecer el retorno y aprovechamiento de la energía del movimiento. El Dynamic tape contribuye a decelerar el movimiento y ayudar después al músculo que vamos a tratar a realizar el movimiento reduciendo los requisitos de carga del músculo .Para conseguir estos objetivos la técnica se ha de realizar siempre con un acortamiento y relajación muscular de forma que la elasticidad de la venda reduzca la demanda excéntrica del músculo y la transforme en energía cinética que favorezca la contracción concéntrica muscular. Se provocará una reducción de carga en el músculo lo que repercutirá en una menor demanda metabólica y en una reducción del dolor.

La forma de aplicación del Dynamic Tape es sencilla. La piel ha de estar seca, colocarlo media hora antes de hacer ejercicio. Este tipo de vendaje permite el poner spray adhesivo, al ser la función del mismo el asistir al movimiento la aplicación de un spray adherente favorece que tarde más días en desprenderse. Se puede mantener hasta 5 días. Los extremos se colocan sin tensión de forma que sirvan como anclaje, se ha de evitar que hayan pliegues .Es una venda resistente al agua.

Estas características lo convierten en un complemento en el tratamiento de la Fascitis plantar, Disfunción tibial posterior, Tendón de Aquíles,banda iliotibial,síndrome de estrés tibial medial.

VISIÓN BIOMECÁNICA GLOBAL DE LA EXTREMIDAD INFERIOR

Autor: Martín Rueda Sánchez

Resumen

Estructuralmente el cuerpo se soporta sobre dos columnas articuladas, las piernas, que a su vez se apoyan, estabilizan y amortiguan sobre los pies.

Los pies son bóvedas adaptativas y elásticas que actúan a modo de amortiguadores, recibiendo presión sobre el astrágalo y con la capacidad de adaptarse a suelos irregulares sin que la pierna, y especialmente la rodilla se inestabilice.

Esta función de amortiguación se lleva a cabo gracias a la pronación, es decir, la capacidad de deformación elástica y contenida del arco plantar.

La parte posterior del pie, con huesos grandes y alineados verticalmente forma parte de la columna, y la parte anterior, con huesos en disposición radial y capacidad de movimiento, sería el adaptador móvil. Entre ambas quedan dos partes diferenciadas mecánicamente, una la parte externa de la bóveda, que apoya sobre el suelo a través de un arco de carga, y otra, la parte interna, aérea ,elástica, sostenida por tirantes musculares y ligamentos, que tiene la articulación mas móvil del pie: la astrágalo-escafoidea.

En dinámica, esta parte interna se distiende y recupera, sirviendo de amortiguador al astrágalo, sobre el que apoya el peso a través del pilón tibial, con capacidad de movimientos de flexo/extensión cuando está sometida a carga, pero no de rotación (articulación tibio-peroneo-astragalina.)

Esa característica mecánica es la clave para que la rodilla resulte estable y amortiguada sobre el pie, viendo afectadas estas funciones en las pronaciones no fisiológicas o en los varismos.

Por encima, el motor de las piernas, la cadera, con capacidad de moverse en 3D, manda la carga a través de la rodilla, sobre el pie.

Por tanto la rodilla es la articulación de transición diseñada para un movimiento dinámico, y por tanto de flexo/extensión ,con capacidad de rotación nula cuando está en extensión y sometida a carga, y en cambio, la pronación es un mecanismo de rotación que incide en la mecánica de la rodilla

El presente trabajo es una discusión que trata de encontrar cual es el equilibrio adecuado entre las dos partes de la columna.

El movimiento comporta un objetivo, que es vencer la acción de la gravedad, ya sea en desplazamientos verticales o lineales, y en muchos deportes, además, con puntos de aceleración bruscas o continuadas. Estos picos de carga máxima se realizan básicamente con el apoyo del antepié, es decir, no sobre bóvedas, sino sobre palancas. Además se realizan giros constantes, como en futbol, futbol sala, tenis, etc., y otras veces sobre suelos cambiantes, por lo que el apoyo de antepié requiere una capacidad de adaptación para mantener el equilibrio. Por eso decimos que es el adaptador móvil de la bóveda.

Los estudios biomecánicos deben ajustarse en lo posible a las situaciones reales de trabajo de cada momento o disciplina deportiva y centrarse muy especialmente en la zona metatasarso-digital .De hecho la mayoría de lesiones se deben a los desajustes del antepié para realizar un trabajo concreto o bien a situaciones de sobrecargas repetitivas.

Por otro lado, los modelos mecánicos, rara vez contemplan al pie como un sistema pluriarticular, sino como un solo segmento

Por ese motivo, el trabajo centra su atención sobre esa parte de nuestros pies, lema del congreso, y desea aportar al mismo una visón del podólogo especializado en deporte, que pudiera ser en cierta manera un punto de discusión.

Asimismo es una llamada de atención para que también otros especialistas entiendan el porqué no podemos ni debemos valorar ninguna parte aisladamente y cuáles son los parámetros fisiológicos biomecánicos que debemos tener presentes para preservar su integridad funcional y el equilibrio de la extremidad inferior.

CONTROL DE PRESIONES DEL MOLDE EN CARGA

Autores:

-Enrique Panera Rico

-Dr. Gabriel Domínguez Maldonado

Profesores del departamento de Podología de la Facultad de Enfermeria, Fisioterápia y Podología de la Universidad de Sevilla, epanera@us.es, gdominguez@us.es ,

1. Introduccíon

El estudio piloto realizado consiste en desarrollar un sistema para la obtención de un molde del pie en carga, controlando las presiones mediante sensores de presión y sistema informático, para poder equilibrar las presiones validando así la posición optima del pie para poder obtener un molde corregido y realizar un tratamiento ortésico adecuado. La toma del molde se realizara con las huellas de vacío Podiatech® y un sistema de sensores para el análisis de presiones Walkinsense.®

Este estudio consta de 15 muestras, consistente en la toma de molde en carga a un mismo pie al cual se le va a realizar la toma de moldes en tres situaciones distintas, una toma sin controlar y dos controladas, una con las manipulaciones de corrección de la patología elegida, es este caso un pie pronado, y otra con las manipulaciones y controlando las presiones mediante sensores de presión y sistema informático, obteniendo así un molde positivo de escayola y validando la diferencia de altura entre la 1ª cabeza articular del primer radio y la 5ª cabeza articular del quinto radio así como la simetría en el contorno del talón y poder así cuantificar las modificaciones de este parámetro.

Es necesario la búsqueda de un método para la toma de moldes en carga que nos dé garantías de un trabajo bien realizado.

Para la realización de tratamientos con ortesis funcionales debemos partir, una vez analizado el problema, de una buena impresión o molde del pie para poder hacer una adaptación del tratamiento y que sea una réplica lo más exacta del pie del paciente, tanto en su volumen tridimensional, como en la posición neutra del mismo, Si se captura el pie en una posición de inestabilidad, a menos que se modifique el positivo, la ortesis resultante mantendrá esa posición inestable.

La posición del pie después de la manipulación a la hora de tomar el molde queda un poco imprecisa ya que actualmente no tenemos un sistema que nos cuantifique parámetros como quedan las distintas zonas del pie y que presión están soportando, o como cuantificar la amplitud de grados de los ángulos de las distintas articulaciones del pie en el momento de la manipulación, con el objeto de repetir la maniobra las veces

que sean necesarias y obtener siempre el mismo molde, ya que hasta el momento la reproductibilidad de un mismo molde es un inconveniente porque la corrección se hace según la destreza, la experiencia y el "arte" del profesional, lo que dificulta el no poder tomar dos moldes iguales. Actualmente es difícil establecer unos principios generales que sirvan para todos.[1]

Toma de moldes

Se entiende por molde la reproducción de una estructura anatómica o no mediante técnicas de moldeo o de impresión y con materiales que permitan una adaptación fiel a la estructura que queramos reproducir[2].

Hay variedad en los materiales y sistemas a utilizar para tomar el molde del pie como pueden ser: vendas de escayola, espumas fenólicas, alginatos, scaners 3D .

La espuma fenólica o de poliestireno se utiliza en podología y ortopedia para la obtención del molde negativo del pie. La espuma fenólica es un material versátil usado en variedad de aplicaciones, dependiendo de las características propias de cada una de ellas. Las espumas fenólicas son producidas a partir de resoles. Los resoles son producidos por una reacción de condensación entre fenol y formaldehído con un catalizador básico. Estos resoles fenólicos son usados principalmente para la elaboración de espumas fenólicas Carlson44 et al.

Al realizar presión, y debido a sus características mecánicas de fragilidad y plasticidad pierde su forma original, resultando una depresión con las dimensiones del objeto o parte anatómica. Esta depresión resultante se rellena con escayola y una vez fragua esta se obtiene el positivo de la zona anatómica deseada.

Michaud TC [2] manifiesta que algunos laboratorios prefieren este pie descompensado porque de este modo el arco interno puede ser reconstruido desde esa posición y siempre es más sencillo decrecer el positivo que recrecerlo

Las vendas de escayola como su propio nombre indica, consiste en rollos de vendas impregnadas en escayola, que una vez que se moja el rollo en agua, se adapta a la zona que queremos duplicar y cuando fragua la escayola retiramos y obtenemos el molde.

Otro material de impresión es el alginato es sal del ácido algínico, un polisacárido constituido por un copolímero binario no ramificado. Los alginatos son polisacáridos estructurales de la matriz amorfa de la pared celular de las algas cafés tales como Macrocystis pyrifera (L.) . Su función es dar rigidez y flexibilidad al tejido algal Skjâk-Braek, G. and Martinsen, A46, Smidsrod y Draget.47

El proceso de gelificado se lleva a cabo después de pocos minutos, retirando a continuación la impresión y rellenando de escayola para obtener el positivo.

Objetivo principal

El objetivo principal de este trabajo sera valorar si tomando el molde del pie en carga controlando las presiones a través de sensores de presión con un sistema informático, obtenemos un molde compensado, en cuanto al contorno del talón " Índice de Simetría" comparándolo a tomar el molde sin referencia alguna.

Hipótesis

La toma de molde en carga controlada con sensores de presión obtiene un molde del pie más compensado, con un contorno de talón más simétrico y un apoyo de antepié más equilibrado.

Resultados

Los resultados estadísticos obtenidos aplicando la prueba de Wilcoxon y el Test de Friedman, ponen de manifiesto que el sistema de toma de moldes aplicado en este estudio, mejora la calidad del molde.

Valoración Para la Variable del "índice de simetría"

En nuestro estudio tenemos dos muestras relacionadas ya que el pie es el mismo para los moldes sin sensores y con sensores, es decir, el mismo pie pero en distinta situación. Como lo que queremos estudiar es el sentido de las diferencias de las puntuaciones y la magnitud de las mismas, vamos a aplicar la prueba de Wilcoxon (Tabla 1) que es la prueba más potente para el caso de dos grupos relacionados y constituye una buena alternativa a la T de Student para el caso paramétrico.

El procedimiento que sigue esta prueba es: calcular las diferencias y ordenar éstas en sentido creciente de su valor absoluto. Seguidamente se le asigna a cada nuevo orden el signo que tenía en la diferencia.

Las hipótesis que se plantean son:

H_0: El número de diferencias positivas es igual al número de diferencias negativas.

H_1: El número de diferencias positivas es distinto al número de diferencias negativas. Como nuestra muestra es menor de 25 elementos el resultado de las diferencias es la resta entre el número de positivos menos el número de negativos.

Tabla 1 Test de Wilcoxon para la variable dependiente "Índice de Simetría"

		N	Rango promedio	Suma de rangos
Índice de Simetría con Sensores / Índice de Simetría sin Sensores	Rangos negativos	13	9	117
	Rangos positivos	2	1,5	3
	Empates	0		
	Total	15		

Diferencia y magnitud de los valores recogidos en el estudio

Tabla 2 Estudio estadístico de la significación de la muestra para test de wilcoxon para la variable talón.

Con una Z de -3,237, estadístico de contraste, con significación 0,001, rechazamos la hipótesis nula, por tanto, podemos decir que el molde tomado con sensores tiene menor error de medida que el molde sin sensor.

Valoración para la variable" Diferencia de 1º y 5º Metatarsiano"

Hacemos lo mismo para la variable dependiente "Diferencia de 1º y 5º metatarsianos" que mide la diferencia de altura del primer y quinto metatarsiano.

En este caso vamos a hacer la comparativa entre los datos (Tabla 3): toma de molde sin control, toma de molde con sensor y toma de molde sin sensor.

Ya que el tamaño muestral es pequeño usaremos un test no paramétrico para el análisis de medidas repetidas: el Test de Friedman (Tabla 4), que sirve para saber si existen diferencias entre los tres grupos relacionados. En nuestro caso las hipótesis serían:

	Índice de Simetría con sensores / Índice de Simetría sin sensores
Z	-3,237
p-valor	0,001

H_0: No hay diferencias en las medidas de los tres grupos: sin control, molde con sensor, molde sin sensor.

H_1: Hay diferencias en las medidas de los tres grupos: sin control, molde con sensor, molde sin sensor.

Tabla 3 Comparativa de los datos recopilados en los tres supuestos de toma de molde.

	Media	**N**	**Desviación típica**	**Mínimo**	**Máximo**
Diferencia de 1º-5º Sin Sensores	2,53	15	0,74	1,66	4,25
Diferencia de 1º-5º Con Sensores	0,50	15	0,40	0,03	1,19
Diferencia de 1º-5º Sin Control	1,39	15	0,41	0,46	1,98

El resultado mayor aparece en el supuesto de la toma de molde sin sensores, que es como habitualmente se realizan los moldes.

Tabla 4 Se presentan los valores de la chi cuadrad así como los grados de libertad y el nivel de significancia de la prueba.

Estadísticos de contraste	
N	15
Chi-cuadrado	26,533
Gl	2
p-valor	0,000

Significancia menor de 0,05

El estadístico de contraste, una chi-cuadrado con valor 26,533, 2 grados de libertad y significación 0, nos lleva a rechazar la hipótesis nula para cualquier nivel. Luego hay diferencias significativas en las medidas según sea el grupo.

8. Conclusiones

1. El parámetro Índice de Simetría según los resultados estadísticos obtenidos para el molde tomado sin sensores tiene una media de 0.32, y para el molde tomado con sensores la media es de 0.06 con significación de p-valor de 0,001, por tanto, podemos

decir que el molde tomado con sensores tiene menor error de medida que el molde sin sensor.

2. El Parámetro Diferencia de 1º y 5º nos aporta unos resultados de media para la toma de molde sin control de 1.39, para el molde sin sensor la media es de 2.53, y para el molde con sensor es de 0.50 y p-valor = 0 luego existen diferencias entre los grupos y el grupo a los que se aplica el molde sin sensor tiene valores más altos que el grupo al que no se le aplica control ninguno. En cambio el grupo a los que se aplica el molde con sensor son los que presentan valores más bajos.

3. La utilización de sensores de presión en la toma de molde en carga da como resultado un positivo del pie más equilibrado.

Bibliografía

1 Levy AE, Cortés JM. Ortopodología y Aparato Locomotor Ortopedia del Pie y Tobillo. Barcelona: Masson; 2003.

2 Michaud TC. Foot Orthoses and Other Form of Conservative Foot Care. Baltimore: Williams and Wilkins; 1993.

3 Root MC, Orion WP, Weed JH. Norman and Abnorma Function of the Foot. Los Angeles: Clinical Biomechanics; 1977.

4 McPoil TG, Schuit D, Krecht HG. Comparison of three methods used to obtain a neutral plaster foot impression. Phys Ther 1989; 69: 448.

Root ML, Weed JH, Orien WP. Neutral Position Casting Techniques. Clinical Biomechanics Corp. Los Angeles; 1971.

ANÁLISIS DEL SISTEMA DE CALAS CON AJUSTE MONODIRECCIONAL SOBRE CICLISTAS

Dr. José Manuel Castillo López. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.
Dr. Javier Ramos Ortega. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.
Dr. Pedro V. Munuera Martínez. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.
Dr. Guillermo Lafuente Sotillo. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.
Dr. Inmaculada Palomo Toucedo. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.
Dr. Gabriel Domínguez Maldonado. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.

Introducción

Los pedales automáticos (clipless pedal) en el ciclismo de carretera presentan tres tipos de ajustes: antero-posterior, rotacional y latero-medial. Estos ajustes deben responder a las características anatómicas y biomecánicas del miembro inferior de cada ciclista. Dicha posición va a constituir el punto de anclaje sobre el pedal y por lo tanto el punto de referencia sobre el cual, se van a aplicar todas los vectores de fuerzas y por consiguiente, todos los momentos del miembro inferior durante el gesto deportivo.

Existe un incremento de lesiones desde la introducción de los pedales con sistemas de fijación [1]. Una incorrecta posición anteroposterior afecta a las fuerzas anteroposteriores de rodilla [2-4]. El segundo ajuste influye de manera importante en la cinemática de la rodilla y en las cargas en el pedal, es decir, a las cargas que va a soportar la rodilla [5,6].

Las posibles variaciones que pueda haber para la posición rotacional de la cala en un ciclista se han solventado a través de calas que permiten cierto grado de libertad en el plano transverso una vez fijada al pedal, lo que ocasiona cierta pérdida de fuerza en dichos desplazamientos.

El objeto de la invención es un sistema de calas de ajuste monodirecional consistente en un nuevo tipo de cala para la práctica del ciclismo de carretera que sólo permite el ajuste rotacional identificando la posición angular en la que posiciona, eliminando por falta de utilidad en base a estudios científicos, los otros dos ajuste que sí permiten las actuales calas. Con ello se consigue eliminar dos posibles causas de lesiones y permitiría ajustar de forma individual y cuantitativa cada cala.

Marco teórico

Muchas de las investigaciones en relación a las lesiones por sobrecarga en el ciclismo se centran en desequilibrios anatómicos en el miembro inferior como la causa de las mismas [7-12]. Schuster [13] describió desequilibrios en la propia orientación de los huesos

de la pierna y el pie. Estas variaciones estructurales afectan primariamente a la función del pie con movimientos prono-supinatorios como reacción al aplicar las fuerzas. Es decir, si la aplicación de las fuerzas en el pedal no presenta un patrón de normalidad, dichas alteraciones van a afectar a la rodilla con la condición de que en este deporte se trabaja siempre en cadena cinética cerrada siendo el pie, dada esa condición de cadena, el que influya en gran medida sobre los movimientos de las articulaciones femoro-tibial y femoro-patelar. La rotación en determinados grados de la cala condiciona un punto de partida fijo del miembro inferior en el plano transverso, De manera que la inadecuada colocación de dicho elemento modifica la posición normal del miembro inferior y afecta a las prono-supinaciones de la articulación subastragalina por la relación antes mencionada. Existe un incremento de lesiones desde la introducción de los pedales con sistemas de fijación [1].

Existen dos tipos de ajustes necesarios en este elemento tanto a nivel longitudinal como rotacional. Una incorrecta posición anteroposterior afecta a las fuerzas anteroposteriores de rodilla [2-4]. El segundo ajuste influye de manera importante en la cinemática de la rodilla y en las cargas en el pedal, es decir, a las cargas que va a soportar la rodilla [5,6].

Hasta ahora, se ha conseguido un éxito moderado en la reducción de los problemas de rodilla de los ciclistas a través del ensayo-error en el ajuste del pedal a través de un vídeo para reducir la desviación de rodilla. Desafortunadamente, la naturaleza cualitativa de los estudios limita su aplicación, no habiendo un entendimiento definitivo en la relación entre los problemas de rodillas y los ajustes mecánicos del ciclista. Consecuentemente, hay una necesidad de evaluar cuantitativamente la interacción entre el corredor y la bicicleta con bastante confianza para hacer algunas recomendaciones preliminares relacionadas con la prevención de lesiones y rehabilitación [14].

Probablemente, el ajuste cala-pedal fue siempre entendido como un factor crítico en la prevención y tratamiento de las lesiones de rodilla por sobrecarga [8]. Muchos ciclistas alinean sus calas a través de la experiencia y del acierto-error. Otro método desarrollado por Hill Farell director de la New England Cycling Academy, fue el Fit Kit y su Rotational Adjustment Device (RAD).

Son numerosos los estudios que han comparado parámetros en el ciclismo después de hacer cambios en la posición del pie. Ericson et al. [2,4,15-18] compararon determinados parámetros con el pie en una posición anterior o posterior. Se consideraba anterior cuando la cabeza del segundo metatarsiano estaba en el centro del pedal. Posterior era cuando se desplazaba hacia delante el pie 10 cm., de manera que el mediopié era el que estaba en contacto con el pedal. Encontraron que en la posición anterior, aumentaban: 5º

la flexión dorsal del tobillo, el momento del mismo y la actividad del sóleo. En la posterior aumentaban: 7º el movimiento en la cadera, 3º la rodilla y el estrés en el ligamento cruzado anterior de la rodilla y del cuádriceps. Este ajuste es muy importante, ya que va a afectar a la longitud del miembro y por lo tanto a la altura del sillín. Se considera como la posición más adecuada aquella en la que la cabeza del primer metatarsiano incide directamente sobre el eje del pedal [19-21]. Ello coincide con el hecho de que la base de la cala se encuentre al 43% de longitud de la cala[22]. Knutzen y Schot [6] compararon los desplazamientos de rodilla después de aducir y abducir el pie desde una posición de referencia recta de 0º. Con respecto a la posición rotacional, debe estar siempre en rotación externa siguiendo al patrón rotador, es decir, nunca en rotación interna[22].

Objetivos / Hipótesis

Los objetivos que nos plateamos con este prototipo son:

1.- Desarrollar un sistema de calas compatibles con todas las zapatillas y que simplifique el ajuste de la misma.

2.- Establecer un ajuste rotacional de la cala cuantificado, de manera que podamos determinar la posición rotacional de manera exacta.

3.- Eliminar el ángulo de libertad que presentan algunas calas para acomodar el posible error en el ajuste rotacional, lo cual conlleva inseguridad en el ciclista y pérdida de potencia aplicada al descenso del pedal.

4.- Generar un punto 0 a partir del cual, poder analizar cómo cambian las presiones y los movimientos de rodilla en función de la rotación de la cala.

La hipótesis sería que la variación en la posición rotacional de la cala de entre 0º-6º, para un mismo ciclista va a generar un cambio de momentos en el miembro inferior.

Material y método

Prototipado del sistema de calas con ajuste monodireccional para ciclismo (BOPI. *Número de patente: ES 1078023 U. Universidad de Sevilla. 2012)*).

Para la fabricación de las piezas se utilizó una impresora en 3D, como material resultante es plástico ABS, material de suficiente resistencia para utilización de ésta.

La presente invención propone un sistema de calas formado por dos piezas, una de ellas va fijada a la suela de la zapatilla y la segunda a esta anterior a través de un tornillo central, por medio del cual se realizan las rotaciones. La primera tiene forma ovalada, mientras que la segunda presenta una forma triangular (figura 1)

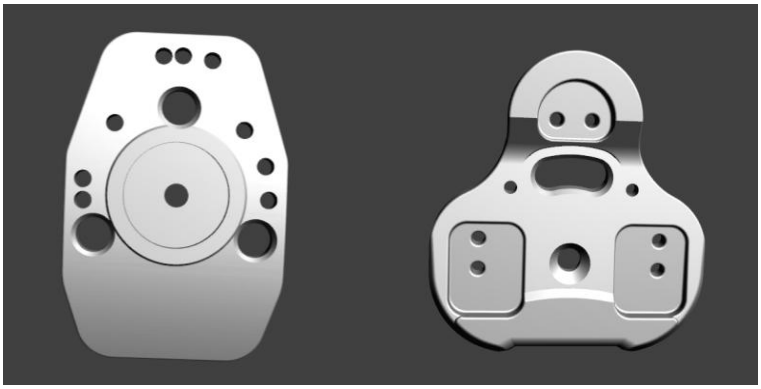


Figura 1: Piezas A y B del sistema de calas

Con respecto al ajuste rotacional, el nuevo sistema presenta unos orificios de referencia, los cuales al coincidir determinan una posición rotacional exacta que va desde 0º hasta 6º de rotación externa (cada cambio supone una variación de 2º grados). Con ello eliminamos la necesidad de que la cala tenga cierto grado de libertad una vez fijada al pedal pues podremos ir cuantificando la variación de forma exacta (figura 2).

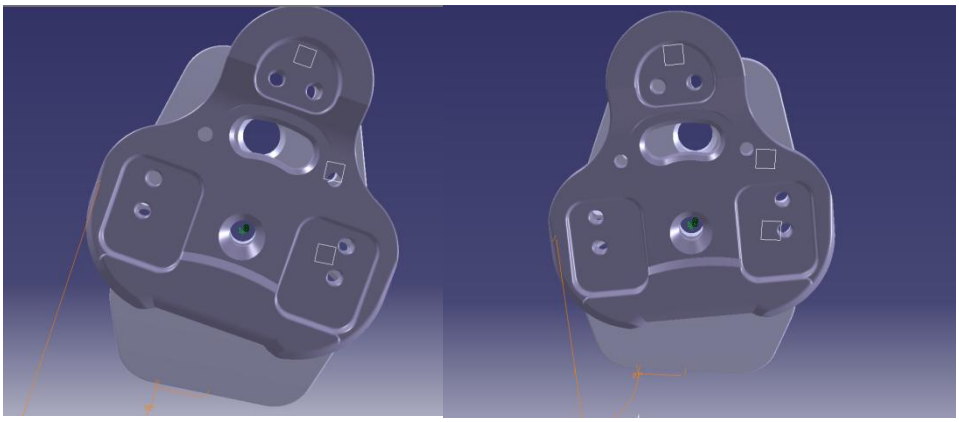


Figura 2: Variaciones en las rotaciones del sistema de calas

Se procedió a la prueba de la misma sobre ciclistas para valorar la fatiga del material al someterlo a diferentes cargas y las variaciones que manifestaría el miembro derecho del ciclista ante cada una de las posiciones.

Para ello se contó con ciclistas cuyo rendimiento deportivo era alto y que utilizaban pedales de tipo look, dado que este sistema de calas sólo se ancla en ese tipo de pedales.

Se marcaron como puntos de referencia a través de la colocación de unos testigos, la tuberosidad anterior de la tibia y la punta de la zapatilla. Para la grabación de las imágenes se utilizó una cámara de alta velocidad (300 frm/seg) Casio Exlim ExF1 a una altura de 30 cm y a una distancia de 5 metros.

Resultados

La resistencia que presentó el material fue óptima ante las sucesivas pruebas de fuerza al pedaleo, anclaje sobre el pedal y liberación de la misma.

Las variaciones registradas en los ciclistas un incremento de la pronación a nivel de la ASA así como variaciones de la biomecánica en la articulación de la rodilla a medida que la posición de la cala pasaba de 0º a 6º de rotación externa.

Todos los ciclistas refirieron una sensación de mayor estabilidad y seguridad así como un mayor rendimiento en la aplicación de la fuerza sobre el pedal.

Discusión:

Sólo unos pocos estudios han determinado a nivel general, haber una conexión entre los defectos torsionales en el miembro inferior y determinados aspectos patológicos de las articulaciones de la rodilla y el tobillo. Inestabilidad patelo-femoral, Osgood-Schlatter, osteocondrosis disecante son cada vez más frecuentes en pacientes con aumento de la torsión tibial externa [23]. Más concretamente en el mundo del ciclismo, la determinación en una posición incorrecta de la cala generaría una variación de la torsión tibial de forma funcional. No debemos olvidar que la torsión no es más que un parámetro estático que nos va a dar un punto de partida para las rotaciones tibiales que tienen lugar durante el pedaleo [24], ya que dicho hueso presenta un movimiento sincronizado con la flexo-extensión y prono-supinación del tobillo y articulación subastragalina respectivamente.

La rodilla trabaja en rotación controlada de la tibia sobre el fémur gracias a los rotadores externos (bíceps crural y tensor de la fascia lata) e internos (semitendinoso, sartorio y recto interno –pata de ganso-) [25].

Davis y Hull [5] estudiaron los momentos obtenidos a nivel del pedal al realizar determinadas modificaciones en éste, tales como rotaciones de ±5º en el plano transverso (F_z) desde un punto neutro. Encontraron variaciones en los momentos, no presentándose unos patrones constantes de cambios entre los ciclistas. Es decir, dichas variaciones en la angulación de la cala afectaba de manera diferente a cada ciclista.

La correcta aplicación de la fuerza sobre el pedal es un buen indicador de la acción muscular de todo el miembro inferior. Pequeñas modificaciones pueden generar un ahorro de hasta un 24% de la acción muscular del miembro inferior [5].

Conclusiones:

1.- El sistema de calas con ajuste monodireccional es un buen sistema para eliminar el rango de libertad que presentas otros sistemas de calas para evitar los posibles problemas derivados de un mal ajuste de la misma.

2.- Este sistema permite determinar de forma exacta la posición de la cala sustituyéndolo por el hasta ahora sistema de ensayo-error.

3.- Las variaciones en la posición sobre un mismo ciclista van a generar cambios en los momentos que se desarrollan en el miembro inferior, lo cual sumado al alto rendimiento muscular y al efecto acumulativo de este deporte va a constituir un factor determinante en la aparición de lesiones por sobrecarga.

4.- El sistema de cala establece las bases para comenzar a realizar análisis biomecánicos en ciclistas, ya que hasta ahora todos los estudios publicados no tenían en cuenta este factor y ya se ha determinado que la posición de la misma afecta de manera directa a los resultados de los estudios.

Bibliografía:

1. Zahradnik F. Pivotal Issue. Should your Fet be Fxed or Foating? Bicycling . 1990; july(134): 137.

2. Ericson MO , Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. Phys Ther . 1987; 67(9): 1365-1369.

3. Cavanagh PR, Sanderson DJ. The biomechanics of cycling: studies of the pedalling mechanics of elite pursuit riders. In:Burke ER, eds.Science of Cycling.Campaign, IL: Human Kinetics Books; 1986:91-122.

4. Ericson MO , Nisell R. Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. Am J Sports Med . 1986; 14(4): 285-290.

5. Davis RR , Hull ML. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. J Biomech . 1981; 14(12): 857-872.

6. Knutzen KM, Schot PK. The influence of foot position on knee joint kinematics during cycling. In:Jonsson B, eds.Biomechanics X-A.Campaign, IL: Human Kinetics Publishers; 1987:599-603.

7. Gaston EA. Bicycling. 1977; .

8. Francis PR. Injury prevention for cyclists: a biomechanical approach. In:Burke ER, eds.Science of Cycling.Campaign, IL: Human Kinetics Books; 1986:145-184.

9. Lutter LD. The knee and running. Clin Sports Med . 1985; 4(4): 685-698.

10. Hannaford DR, Moran GT , Hlavac HF. Video analysis and treatment of overuse knee injury in cycling: a limited clinical study. Clin Podiatr Med Surg . 1986; 3(4): 671-678.

11. Sanderson DJ, Black AH , Montgomery J. The Effect of Varus and Valgus Wedges on Coronal Plane Knee Motion During Steady-Rate Cycling. Clin J Sport Med . 1994; 4: 120-124.

12. Cox JS. Patellofemoral problems in runners. Clin Sports Med . 1985; 4(4): 699-715.
13. Schuster RO. Foot types and the influence of environment on the foot of the long distance runner. Ann N Y Acad Sci . 1977; 301: 881-887.
14. Gregor RJ , Wheeler JB. Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. Implications for injury. Sports Med . 1994; 17(2): 117-131.
15. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, et al. Muscular activity during ergometer cycling. Scand J Rehabil Med . 1985; 17(2): 53-61.
16. Ericson MO , Nisell R. Varus and Valgus Loads on the Knee Joint during Ergometer Cycling. Scand J Rehabil Med . 1984; 6(2): 39-45.
17. Ericson MO, Nisell R , Nemeth G. Joint Motions of the Lower Limb during Ergometer Cycling. J Orthop Sports Phys Ther . 1988; 9: 273-279.
18. Ericson MO , Nisell R. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. Int J Sports Med . 1988; 9(2): 118-122.
19. Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, et al. Cycling injuries of the lower extremity. J Am Acad Orthop Surg . 2007; 15(12): 748-756.
20. de Vey Mestdagh K. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. Appl Ergon . 1998; 29(5): 325-334.
21. Sanner WH , O'Halloran WD. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. J Am Podiatr Med Assoc . 2000; 90(7): 354-376.
22. J. Ramos Ortega. Determinación de la posición de la cala en base a los parámetros del miembro inferior del ciclista. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2009.
23. Commandré FA, Viani JL, Zakarian H, et al. Patología de la Rodilla del Ciclista. Archivos de Medicina del Deporte . 1988; 5(17): 31-42.
24. O'Brien T. Lower extremity cycling biomechanics. A review and theoretical discussion. J Am Podiatr Med Assoc . 1991; 81(11): 585-592.
25. Kulund DN. Lesiones del Deportista.Barcelona: Salvat; 1990:433-448.

ANALISIS DEL PIE Y DE LA HUELLA PLANTAR EN CORREDORES DE MARATON

Autores:

- Ángel González de la Rubia *

-Agustín Montañola Vidal **

*Podólogo AEPODE. Email: angeldelarubia@gmail.com

**Email: agustinmovi@gmail.com

Resumen

Planteamiento: El estudio de los diferentes tipos de pie en corredores de maratón puede aportar información de cual es la fórmula metatarsal con menor o mayor posibilidad de lesión. Las plataformas ópticas con mayor densidad de sensores por cm^2 frente a las electrónicas con menos sensores, en igualdad de superficie, deberían mostrar nuevas informaciones que puedan ayudar al especialista sanitario o deportivo a relacionar el tipo de pie con el riesgo de sufrir una lesión.

Objetivo: Valorar el tipo de huella en bipedestación, las hiperpresiones de las cabezas metatarsales y el apoyo significativo de los dedos en posición de pie, descalzo, parado y manteniendo el equilibrio.

Muestra: Se realiza un estudio descriptivo, transversal con una muestra de 147 hombres sanos (Edad: X=37,51, S=8,07; Peso: X=71,82 S=6.73; Altura: X=174,01 S=6.31; IMC: X=23,71 S=1,83) que participan activamente en carreras de largo recorrido (Maratón).

Método: Se mide el mapa de presiones de ambos pies, tras una lectura de 10 segundos, en posición de pie, en bipedestación, con los ojos abiertos, en estado de reposo aparente y con los pies descalzos mediante una plataforma óptica de presiones Podocomputer.

Resultados: Se observan proporciones diferentes para los tres tipos de huella estudiados (Aplanada: 2,04%; Normal: 59,86%; Excavada: 38,10%), una mayor incidencia de picos de presión en la segunda (C2: 79,93%) y tercera (C3: 81,63%) cabeza metatarsal

frente al resto, así como una mayor incidencia de apoyo significativo en los dedos de los pies primero (P1: 75,17%), segundo (P2: 37,76%), y tercero (P3: 31,97%).

Palabras clave

Tipos de huella, Presión plantar, Baropodografía Óptica, Corredores de Maratón.

EFICACIA DE TRAUMEEL EN EL MANEJO DE LA METATARSALGIA TRAUMÁTICA DEL CORREDOR. ESTUDIO OBSERVACIONAL, NO ALEATORIZADO.

Autor: Fernando Ares Bella

Resumen

Estudio comparativo de preparado homeopático Traumeel inyectable con infiltración de AINE (Diclofenaco) en el tratamiento sintomático de la metatarsalgia aguda en corredores.

Método: Sujetos con diagnóstico de metatarsalgia aguda traumática tratados con:

Traumeel inyectable en infiltración local n=21, 16 hombres, 5 mujeres.

AINE inyectable (principalmente diclofenaco), n=20, 14 hombres, 6 mujeres.

 Las infiltraciones fueron realizadas durante dos semanas a posteriori del desencadenamiento del cuadro agudo doloroso.

 Los criterios de valoración son

 Dolor: dolor a la presión local, dolor a la movilización, dolor en reposo. Escala de 5 puntos (0=no dolor, 1=dolor leve, 2=dolor moderado, 3=intenso, 4=muy intenso).

 Movilidad articular: a la extensión, a la flexión. Escala de 4 puntos (1=normal, 2=limitación leve, 3=moderado, 4=intenso).

 Evaluación global de la eficacia: tiempo hasta el inicio de la mejoría, resultado del tratamiento (muy satisfactorio, satisfactorio, moderado, insatisfactorio), cumplimiento (muy alto, alto, moderado, bajo).

Resultados

Ambos tratamientos alcanzaron objetivos similares en la primera semana de implementación de protocolo en las cinco variables, aunque la valoración fue más positiva en el caso del Traumeel. Se observó un mejoría más satisfactoria en variables como dolor en reposo ($p<0,01$), movilidad a la extensión de AMTFG centrales($p<0,05$) y a la flexión de AMTFG ($p=<0,01$) en el grupo de sujetos tratados con Traumeel, más notorio en la segunda semana de tratamiento. No solo se ha podido comprobar la no inferioridad de Traumeel, sino su superioridad en ciertas variables así como la ausencia de efectos secundarios y una excelente tolerabilidad.

La **evaluación global** en el grupo de Traumeel fue calificada como muy buena en el 82% de los sujetos tratados; la percepción del grupo tratado con AINEs fue menor, el 37%.

Conclusiones: el tratamiento del cuadro agudo de metatarsalgia en el corredor responde mejor al tratamiento inmediato con Traumeel inyectable, en tiempo y calidad de respuesta.

LIBERACIÓN LIGAMENTO INTERMETATARSAL ECOGUIADA "NEUROMA DE MORTON"

Dr. Álvaro Iborra Marcos

Introducción

El neuroma de Morton es un engrosamiento del nervio interdigital del pie, siendo los más frecuentes los situados entre 2 y 3 espacio.

Se describen gran variedad de factores a tener en cuenta en el origen de la formación del "neuroma" que, en definitiva traducen una compresión que puede ser atribuida al conflicto entre el ligamento transverso intermetatarsiano y las cabezas de 2.º-3.º, o 3.º-4.º, metatarsianos.

Fisiopatología

La anatomía patológica del neuroma de Morton nos muestra una lesión degenerativa, con pérdida de células de Schwann, mielina y axones. El paciente sufre modificaciones a nivel del epi, endo y perineuro pero sin pérdida de la arquitectura del nervio. Asimismo, existe una fibrosis perineural e intraneural. Todo ello corresponde a una "inflamación o irritación del tejido nervioso provocado por una compresión o pinzamiento crónico". La constatación de que el "neuroma" de Morton no es un verdadero neuroma (no existe la típica desorganización axonal de neuroma) constituye la base científica de la técnica quirúrgica, que pretende conservar el nervio digital plantar común pues podemos afirmar que, en el origen, se trata de un pinzamiento del nervio interdigital.

El túnel intercápito-metatarsiano. Fuente: D. Chauveaux

Diagnóstico

-Exploración clínica

-Ecografía (es la que utilizamos ya que nos da información del tamaño del neuroma)

-Resonancia magnética nuclear (puede dar falsos positivos)

Los tratamientos propuestos son múltiples y de diferente orientación, desde los soportes plantares, la Electrolisis Percutánea intratisular o las infiltraciones ecoguíadas (corticoides,alcholes, homeopatía….), todos ellos buscan evitar la cirugía, el último escalón, no deseado porque es invasiva y los resultados no siempre están garantizados.

Evolución de la cirugía del neuroma

Desde la primera descripción de la entidad que conocemos con el nombre de Morton por Civinnini (1835) podólogo de la reina de Inglaterra, Durlacher (1845) y T. G. Morton (1876) hasta 1979, el único tratamiento quirúrgico conocido era la extirpación del nervio engrosado.

En 1979 Gauthier publicó el artículo "Une nouvelle orientation du traitement chirurgical du névrome de Morton", en el que describía su técnica de sección del ligamento intermetatarsiano transverso sin resecar el neuroma y con un porcentaje de éxito del 83%.

Desarrollo de la técnica quirúrgica ecoguiada

Durante el año 2012 realizamos un estudio en cadáveres para investigar la viabilidad y reproductibilidad de una técnica mínimamente invasiva guiada por ecografía.

Los objetivos del estudio era: 1, ver el grado de precisión de la ecografía para identificar el nervio interdigital, 2, ver el grado de fiabilidad y precisión de la ecografía para identificar el ligamento intermetatarsal, 3, si 1 y 2 eran fiables desarrollar un abordaje quirúrgico ultramínimamente invasivo para resecar el ligamento intermetatarsal sin dañar otras estructuras. En esta fase realizamos un abordaje dorsal e interdigital y una resección ecoguiada del ligamento, que luego comprobamos mediante cirugía abierta. Realizamos el estudio y el abordaje quirúrgico no invasivo en 30 especímenes, como paso previo a cualquier procedimiento in vivo.

Verificamos el grado de seguridad, con ambas técnicas para los nervios interdigitales y las estructuras vecinas: vasos y tendones.

Gesto quirúrgico en campo cerrado ecoguiado

El concepto de la cirugía es liberar el nervio, con el objetivo de que no exista un conflicto entre contenido y continente. La pregunta que lanzamos es ¿porque en un túnel del carpo, se libera el nervio mediano y no extirpamos el nervio? ¿Por qué no hacer lo mismo en el pie?

Gesto quirúrgico en campo abierto, verificación del método científico en cadáver.

La Cirugía Ecoguiada nos permite un enfoque de Cirugía Ultra-Mínimamente Invasiva con un traumatismo mínimo, con una precisión y seguridad aún mayor que con la cirugía abierta, garantizando la apertura del ligamento intermetatarsiano y con una recuperación muy rápida. Esta cirugía se puede hacer con anestesia local o troncular, en régimen ambulatorio, sin puntos ni precauciones especiales, lo que se traduce en una recuperación muy rápida.

Ventajas respecto a la cirugía convencional

La incisión es de 1-2 mm en la zona interdigital (fondo de saco)

Hematoma casi inexistente

Precisión de la incisión y de todo el procedimiento quirúrgico, ya que la dirigimos por control ecográfico.

No requiere de puntos

Cierta pérdida de sensibilidad a nivel de los dedos

Causar Dolores residuales a nivel de la cicatriz.

Cirugía ultra-mínimamente invasiva guiada por ecografía. El abordaje interdigital y el control ecográfico evitan dañar estructuras y hace que la incisión sea imperceptible.

Imagen quirúrgica convencional de la exéresis de neuroma de Morton

Desventajas

Gran adiestramiento en ecografía intervencionista

¿Qué porcentaje de éxito tiene la cirugía del neuroma de Morton?

En un 80% de los casos se consigue la curación sin secuelas de la enfermedad.

Cuando no es así podemos recurrir a la Cirugía tradicional y extirpar el Neuroma.

En ningún caso esta cirugía puede empeorar la enfermedad, si se realiza de forma metódica.

La descompresión es eficaz en aproximadamente un 85% de los casos cuando la indicación es correcta. La eficacia de esta técnica mejora cuando se afina el diagnóstico.

Entre este 15% de resultados malos y mediocres, hay que distinguir un 10% de malas indicaciones, todas ellas en el 2.º espacio, con dolores que se corresponden a metatarsalgias mecánicas.

Se registra un 5% de recidivas del dolor neuropático que requieren, en general, la extirpación del nervio.

Complicaciones

En sí misma no tiene más complicaciones que las otras cirugías, en ningún caso puede empeorar el cuadro clínico del paciente. Podríamos decir que lo peor que podría pasar es que el Neuroma no se resolviese y el paciente precisara una cirugía para extirparlo, pero aunque este gesto quirúrgico es objeto de debate y nosotros propugnamos no realizarlo de forma sistemática hemos comprobado que también podemos hacerlo de forma fiable mediante cirugía ecoguiada mínimamente invasiva.

Conclusión

La evolución de la cirugía tiende a minimizar al máximo la incisión para que sea lo menos traumática y a su vez que la recuperación sea lo más rápida posible.

LESIONES DEL ANTEPIE EN LA DANZA

Autor:

Dra Emilia Pérez Martínez

Directora de la Unidad Medicina de la Danza. Eurosport

Barcelona

Resumen

El bailarin requiere unas exigencias en escena y en la clase muy similares a un deportista de élite.

Debe poseser condiciones físicas atléticas.

No solo en la exigencia cardiovascular sino en aparato locomotor, flexibilidad, fueza, propiocepción.

Pero a demás talento artístico.

A la exploración hay que tener en cuenta los gestos de la danza, y situaciones diferentes a la poblacicon no bailarina como es el balance articular, y la importancia de la rotación externa de cadera, para un correcta alineación de miembros inferiores en especial el pie.

Debemos conocer también la zapatilla tanto de media punta como las puntas, su adaptación correcta al pie y solicitar las pruebas complementarias adaptadas al gesto de la danza, por ejemplo rx en puntas.

Ello nos dará una información sobre la exploración, más adecuada a la danza.

La zona de mayor exigencia musculoesquelética es pie tobillo, y dentro de ella el antepié.

Se considera según algunos autores que más del 60% de la lesiones ocurren en la zona tobillo-pie.

Las lesiones del bailarín varían ligeramente según el estilo de danza, clásico, claque, jazz, hip hop, así como el calzado que cambia según la clase y estilo, lo que comportará lesiones diferentes.

La etiopatogenia de las lesiones es por un lado propia del bailarín: el incorrecto acondicionamiento físico, anatomía no adecuada para la práctica de la danza, mala técnica.

Por otro lado las causas que vendrían de su entorno son con frecuencia, cambios bruscos de coreografía, suelos duros, condiciones climáticas, horarios largos, mal profesor, zapatilla mal adaptada entre otros.

Antes de comentar la patología, explicaré que existen lo que llamamos en medicina de la danza, adaptaciones anatómicas del pie para la danza, aquí nos encontramos con el cavus y hallux valgus , mucho más frecuente entre le bailarín de clásico, respecto a otras disciplinas.
En estudios realizados por la autora, el pie cavo lo encontramos en un 17% de los bailarines estudiados, siendo el hallux valgus un 46% bilateral sobre un 3% unilateral.
En cuanto al hallux rigidus un1,5%.

Comprobamos en diversos estudios, que también era más frecuente encontrar cavus y hallux valgus entre el grupo de bailarines de clásico y aquellos que habían iniciado la danza antes de los 12 años.

El tipo de pie más frecuente es el cuadrado y con tendencia a primer radio corto.

El musculo peroneal es muy importante en la práctica de la danza y tiene una acción elevadora de la bóveda plantar.
La media punta, con la tendencia al primer radio corto de los bailarines hará que incline el apoyo para apoyar todos los metatarsianos.
La mala técnica hará que la falta de endehors de cadera, rotación externa valguice el 1º dedo.
También una zapatilla demasiado usada o dada, hará que sobrecargue solo el primer dedo.
Tanto el hallux valgus como el cavo, no comporta molestias normalmente ni impide la danza.

Otras patologías que podemos encontrar en el bailarín en la zona del antepié sería en el bailarín de clásico, la tendinitis del flexor del primer dedo, causada por falta de “endehors” es decir rotación externa de cadera, que comporta el forzar en antepié en valgo para conseguir mayor rotación externa de pìe en la primera posición.

La sesamoiditis es otras de las patologías en especial flamenco y claque por choque contra el suelo.
La metatarsalgia por sobrecarga en el releve, media punta sobre los metatarsos.

Artritis del 1º dedo así como capsulitis, muchas veces por sobrecarga de gesto de extension o flexión máxima (pointe y flex) así como por percusión directa. A largo plazo desencadena en muchas ocasiones hallux rigidus.
Fracturas por stress.

El tratamiento suele ser conservador , por un lado la fisioterapia en cuanto a ejercicios de fuerza, propiocepción, flexibilidad y gestos específicos de la clase de danza,, terapia manual, masajes, ,electrotrapia, entre otros.

Utilizamos la hidroterapia y ejercicios dentro del agua para reeducar de nuevo el gesto de la danza en una situación desgravada.
Osteopatia periferica, para decoaptar relajar estructuras musculo esqueléticas a nivel de pie.
Infiltraciones
Ortesis en la zapatilla de mediapunta, flamenco, hip hop, pero muy difícil en la de puntas, aquí usamos silicona en dedos para amortiguar choque, separadores de dedos, almohadillados etc.
Plantillas para algún tipo de calzado.

Es muy importante que el profesional de la salud conozca la técnica de la danza para establecer un correcto diagnostico y tratamiento, así como la reanudación de las clases no solo tras la curación y mejoría de la lesión sino con el acondicionamiento físico y del gesto de la danza adecuado.

Bibliografia:

-El pie en la danza. Dra Emila Perez. Dra Masso.
Revista de medicina y cirugia del pie.tomo XII.numero 2.1998
-Anatomía para la danza. Dra emilia Perez. Curso INAEM, ballet nacional de España, madrid, 1998

-El pie en le flamenco. Dra Emilia Perez.Srta quer fisoterapeuta. revista danza y medicina.El pie .2002.

-Resumen conferencia el pie en el flamenco. Dra Emilia Perez .festival internacional flamenco.2010.

-Pie en la danza:enfermedades porfesionales. Revista el peu,vol 21,numero 3.sep 2001

-Bowling,A.injuries to dancers.prevalece, treatment and percceptions causes.BMJ.298:731-734.1998

-Wright. Dancers guide to injuries.1998

-Le pied et la posture dans la dance classique.

Dra Emilia Perez.Dra Masso. Dr a Viladot Perice.Congreso de posturologia. Paris 1998.

-Dance Medicine.Allan Ryan.pluribus press. Chicago.2010

-Dance technique and injury prevention. Justin howse.A,C black.london 2010

NUEVOS CAMPOS Y LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN EN ONDAS DE CHOQUE

Autor:
Karin Freitag

En 1986 Haupt en Bochum observa al utilizar las ondas en la litotricia engrosamiento del hueso de la cresta iliaca por aumento de osteoblastos. Actualmente se valora más el efecto biológico. El efecto biológico de la onda se produce por las stem-célls: Las ondas de choque aumentan el colágeno tipo I y III, reparación por polímeros acción espontánea, hay cambio de las interinas y síntesis de tensacina C, estimulación de mitocondrias y aumento de la expresión de PCNA y VEGF que aumenta la vascularización.
Rompe contraindica alta energía (0.6 mJ) porque induce necrosis.

Dr. Wang
Estudio sobre la expresión genética y ondas de choque.

Demuestra la proliferación de:

PCNA: Precursor de la síntesis de DNA e índice de reparación celular.
EGI: Epitelial growth factor.
Wnt/bcatenina: regulador del metabolismo óseo aumenta con tto de ondas
Aumenta con el tratamiento: eNOS (óxido nítrico endotelial), VEGF (actividad microvascular).
Se demuestra en ratas el efecto condroprotector en el inicio de artrosis de rodillas por examen histopatológico y expresión genética (disminución de DKK-1 y MMPB y aumento WNT5a y Betacatenina).

Dr. Wang-resultados a largo plazo en osteonecrosis de cadera inicial
23 pacientes (29 caderas) se incluyen en tratamiento con ondas de choque
25 pacientes (28 caderas) se tratan con descompresión y osteosíntesis.

Se aplican 1500 impulsos, intensidad 0.52 mJ un total de 6000 impulsos.

Se obtiene una descarga parcial a las 4-6 semanas en el grupo de ondas y en el quirúrgico a los 12 meses. Se aplica el VAS, hip score, y radiografía de control a los 3, 6, 12 meses y al año siguiente y RMN a los 6 y 12 meses.

Pseudoartrosis

Los casos presentados de pseudoartrosis son de tipo atrofico y de más de un año de evolución.

La efectividad del tratamiento con ondas de choque es de un 63% a los 3 meses y de un 70% a los 6 meses. No se producen daños colaterales de nervios ni de vasos. Es un 80-95% más económico. Dr, Schaden demuestra el efecto oestegénico con 63 artículos.

Estudio retrospectivo desde enero del 2006 hasta diciembre del 2011 Carla Romay, Luis Vargas. Se incluyen 170 pacientes (40 mujeres y 130 varones), evolución media de 8 años.

Clasificación:
Pseudoartrosis de húmero: 14.
Pseudoartrosis de fémur: 142.
Pseudoartrosis de tibia : 12.
Pseudoartrosis de metatarsos: 2.

Aplicación de 3 sesiones por semana un total de 2000 impulsos (12 Hz y 1.5 mbar) Doloclast Swiss. Los resultados de curación se confirman con RX en un seguimiento a las } semanas, 2, 4 y 6 meses.
Se confirma inicio de consolidación a las 8 semanas.
Con ondas focalizadas hay un total de 158 casos de curación con fracaso en las pseudoartrosis de tibia. Dr. Pablo Hidalgo (Venezuela) demuestra los mejores resultados con un gap de menos de 5 mm, buenos 5-10 mm y malos si es mayor de 10 mm.

Paulo Kertzman (Brasil)
Aplicación de ondas radiales con 3000 impulsos, nivel 4 y 3 sesiones con ondas radiales. Consolidación a los 4-6 meses.

Neuropatía periférica en diabetes.

Evaluación cuantitativa de la sensibilidad y con test electrosensoriales.
Aplicación de onda electrohidráulica de baja densidad durante 6 semanas, una vez semanal 2.500 impulsos 0.1 mJ aplicando 500 impulsos en diferentes puntos. Evaluación a las 8 semanas. Se obtienen leves cambios a partir de la 8 semana. El máximo cambio se obtuvo en cuanto al dolor.

Tendinopatia

30-50% de las tendinopatias en el deporte:
40% volleyball.
40% Épicondilopatia en jugadores de raqueta.
36% Tendinopatia aquílea en corredores.
Tendinopatia patelar: ciclismo.

En las tendinosis por estudio histopatológico fallan las prostaglandinas, la apoptosis celular y mala vascularización. (Displasia angiofibroblástica).

Bibliografía:

Ching-Jaén Wang Journal of ortopédica Surgery and Research 2012 mar, 7:11.

Plantar fascia-specific strechting versus radial ESWT Rompe, Maffuli, Furia 2011Ching-Jen WangJournal of ortopédica surgery and research 2012 mar 20;7:11
Rate of sucesos 78%-91%.

Dr. Leal: con lesiones patelares de menos de 10 mm, éxito del 80-90% (mejor si asociación con PRP).

Dr. Cárcamo (Chile)
Son las fibras de colágeno las más receptivas para las ondas por espectroscopia vibracional. (33% glicina, 21% prolina y 11% alanina) Prolina e hidroxiprolina son muy

importantes en la configuración triple helicoidal del colágeno. El grupo OH induce estabilización de la superficie de membrana.

Después del tratamiento con ondas de choque, a las 2 horas, 7 y 14 días, hay diferencias espectrales sobre todo en la prolina e hidroxiprolina, no hay cambios en la elastina.

Epicondilopatía

Resultados globales de éxito con aplicación de ondas de choque: 68% -91%. Rompe: 48% (J.B. Surg 1996)Wang 2002:61,4%.

De Souza(Brasil)

estudio longitudinal desde el 2001 hasta el 2010 con inclusión de 197 pacientes: excelentes resultados en 56% y buenos en 68%.

Miguel Ángel Guedez (Venezuela)

Estudio longitudinal desde julio 2006 hasta 2011 con patología overuse de- generativa por configuración angiofibroblastica.

154 pacientes (81 mujeres y 72 varones).

Epicondilopatía de 6 meses de evolución. Se aplican 4 sesiones cada 14 días un total de 3.200 impulsos, intensidad 0.64 (7) con sedación. 3 semanas con sprint y 12 sesiones de rehabilitación .

82% retorna a la actividad laboral.

Fasciopatia plantar

Edson Serrano(Perú)

Factores predisponentes importantes:

-disbalance muscular

-acortamiento del aparato flexor

Es una entesopatía insercional

Diagnóstico diferencial:

-Ruptura de fascia
-fractura de calcáneo
-aquilodinia
-sde del túnel del tarso
-lesión radicular
-osteomielitis
-enfermedad sistémica

20-30% bilateral.

Aplicación de ondas de choque radiales un total entre 3-5 sesiones,2.500 impulsos tiene una efectividad del 70%.

Dr Graz(Austria)

Comparación de bajas y altas dosis de energía en fasciopatía plantar.

Edad media:57 años.Utilización de MTS Orthowave
Grupo 1: 3 sesiones sin anestesia
Grupo 2:1 sesión con anestesia general
Conclusión: utilizando ondas de choque de alta :0.27mJ/mm cuadrado se establece mejoría clínica y tratamiento adicional fisioterapéutico.
A menor inicio en la aparición de analgesia mejor evolución.

Dr.Gabriele Verratti (Caracas,Venezuela)

Evaluación de la estructura fibrilar como parámetro en corelación clínica de la fasciopatía plantar.
Cambios:
-de la ecogenicidad(hipo- o hiperecogenicidad)
-presencia o ausencia de patrón fibrilar

Se incluyen 87 pacientes y se aplican 2 sesiones con 3.200 impuilsos a intensidad 0.43mJ/mm cuadrado con intervalo de una semana con EPOS ULTRA.

83% de los pacientes evidencian cambios ecográficos después de la 3 sesión,a las 4 semanas hay una reorganización fibrilar,indicador de mejoría.

Dr Scott Weil

En la fasciopatía plantar se valora el dolor con EVA,aparición del dolor con la actividad y dolor nocturno.

Inicio de tratamiento:
_stretching,hielo,AINEs,control de IMC,infiltración de corticoide y ortesis nocturna.
-Ondas de choque

Si fallan éstas medidas:petición de RMN y si hay edema del calcáneo se indica medicación e interconsulta con reumatología.
Consideración neurológica con petición de EMG:empeoramiento del dolor en reposo, y despertar nocturno y no dolor en la mañana (descartar afectación del nervio tibial o ramas calcáneas),o cuadros de radiculitis.
En estudio longitudinal de 9 años,obtiene resultados satisfactorios en el 88% y fracaso en el 12%.

Gerdesmeyer-Kiel,Alemania

El factor de riesgo y determinante es el tiempo de evolución de la fasciopatía:
Si es de más de un año los resultados son peores, entre 6-12 meses mejores.

Paulo Roberto Rockett-Brazil

Tratamiento con ondas piezoeléctricas en fasciopatía plantar crónica

197 casos (82 mujeres y 60 varones) y seguimiento durante 168 meses.

Aplicación de 3-9 sesiones con onda piezoeléctrica a intensidad de 0.22.-0.3 mL/mm cuadrado .
Mejoría a los 45 dias:54% y alos 180 dias:69% con 3 sesiones.

A los 3 meses:38.7% excelente y bueno en 28.6%

A los 6 meses 67.3% excelente y resultados buenos en el 32.7%

Tendinopatia aquilea

DR WEIL

HAY QUE UTILIZAR LA TÉCNICA FOCALIZADA PARA TENDINOPATÍA AQUÍLEA.

Existe Un 2.5-6.5 más posibilidades de desarrollar una tendinopatía aquílea que en otros puntos de inserción tendinosa.

Los pacientes mayores de 65 años tienen 2.4 veces más riesgo.

No parece que sea determinate el IMC,sí loes en relación a la progresión de la tendinopatía aquilea.

Paulo Rockett,Brazil

Estudio en 72 pacientes(23 mujeres y 27 hombres) con edad media de 56 años.

Historia de 6 meses de dolor o fracaso de cirugía a los 3 meses.

Mejoría del 67% a los 45 dias y del 75% a los 3 meses

Con escala Roles and Maudsley:

A corto plazo peores resultados que a largo.Excelentes en el 78.9% y aceptables en el 21.1%

Ondas de choque en tendinopatías aquileas,2008/2010

Roberto Audain-Venezuela

Onda de choque focal:0.08-0.24,de media intensidad:0.16 mJ ,2000 impuslos/semanal entre 1-3 sesiones.

El grosor disminuye de 8.1mm de media a 6mm.

En las tendinopatías insercionales la mejoría es de un 58%

Dr. Patiño

Factores que afectan a la Tendinopatia:

Genética

Edad

Sexo

IMC

Biomecánica

Clasificación Cook

K;Purdam, J.S. Med 2009;43;409-416

Tendinopatia reactiva: No hay cambios de neto vascularización

Tendinopatia reactiva:

KHAN (2004) : la prolongación de proceso inflamatorio lleva a la degeneración.

No hay cambios en la neto vascularización. Integridad del colágeno.

Si persiste la sobrecarga: cambios en la vascularización, desorganización de la matriz

Si persiste la lesión es ya de generativa con zonas hipointensas, cambios en la matriz y neuronas usar. Es la Tendinopatia un problema también neuropatico? Alfredson:j.orthop.resp 2003:

Aumento de métanlo protestas en te coitos (MMP1,MMP13 e IL 6.

Dr. Gleitz.

La transición de la fase sintomática de una Tendinopatia esta marcada por la invasión de vasos seguida de proliferación de nervios. Arthr.Res, Ther Abate 2009 11(3), 235ESWT induce cascada de respuesta biológica y liberación de factores de crecimiento angiogenicos para mejorar el aporte sanguíneo y así poder regenerar.

BIOVAL SYSTEMS " ANALISIS BIOMECANICO EN 3D"

Autor:

Alex Zurita, Director de BIOVAL SYSTEMS ESPAÑA

Resumen:

Se presenta un sistema de análisis del movimiento humano llamado BIOVAL, con tecnología basada en sensores inerciales que permiten la valoración de cualquier fase de la mecánica humana en los tres planos del espacio.

Palabras clave:

Análisis, Bioval, movimiento humano.

Introduccion

BIOVAL SYSTEMS es un innovador sistema de análisis biomecánico en 3D.

Dispone de 4 sensores inerciales, que contienen.

- 3 Acelerómetros (Mide la aceleración del movimiento)
- 3 Giroscopios (Mide en grados los 3 ejes de movimiento)
- 3 Magnetómetros (Valora el nivel de magnetismo de la sala)

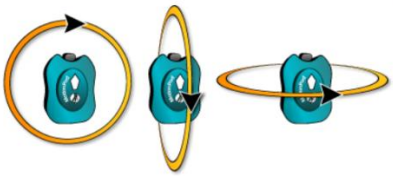
Son del tamaño de una esfera de un reloj y un peso de 14 g aprox.

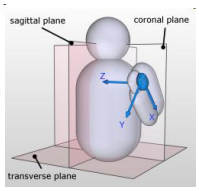
Se fijan al cuerpo mediante unos accesorios, o bien adhesivos de doble cara o con cinchas de velcro colocadas en el cuerpo.

Transmiten la información vía Bluetooth, y las representa en forma de gráficas , tales gráficas se sincronizar con las correspondientes imágenes de video, de esta manera podemos evaluar las imágenes en movimiento y las gráficas obtenidas del análisis.

Los sensores BIOVAL son dependientes o independientes, es decir, los primeros son para valorar una articulación y solo se necesitan 2 sensores, también se puede valorar una extremidad y se utilizan 4 sensores, la salvedad es que siempre necesitaremos 1 sensor de referencia, que se sitúa en la parte superior de la articulación o extremidad. Para los segundos solo necesitamos uno y nos permite valorar un solo plano.

Permite valorar el movimiento en los tres planos del espacio.





Plano sagital (Flexión / Extensión)

Plano frontal (Add / Abd)

Plano Transversal (Rotación int/ext)

Podremos visualizar y cuantificar los movimientos de Flexión / Extensión , Aducción / Abducción y Rotación Interna / Externa de todas las articulaciones en ESTATICA y en (DINAMICA).

Sensor azul es sensor de referencia,

Sensor rojo es dependiente de sensor verde

Sensor verde es dependiente de sensor azul

Sensor independiente

También podremos hacer una comparativa con las dos extremidades de las articulaciones (tobillo, rodilla, cadera…)

Con este sistema podremos hacer tres tipos de análisis a los pacientes.

- 1ª descalzos
- 2º Con calzado habitual

- 3º Con el tratamiento requerido por el profesional (plantillas, fisioterapia, quirúrgico …)

De esta manera podremos evaluar la progresión y eficacia terapéutica aplicada al paciente.

Metodología

BIOVAL SYSTEMS nos permite hacer evaluaciones tanto en ESTATICA como en DINAMICA.

ESTATICA:

Seleccionamos la articulación a evaluar, el programa informático nos indicará un listado de todos los análisis predeterminados que se pueden hacer en dicha articulación, a continuación nos mostrará imágenes donde colocar el sensor o sensores y la posición de partida del paciente para iniciar el movimiento.

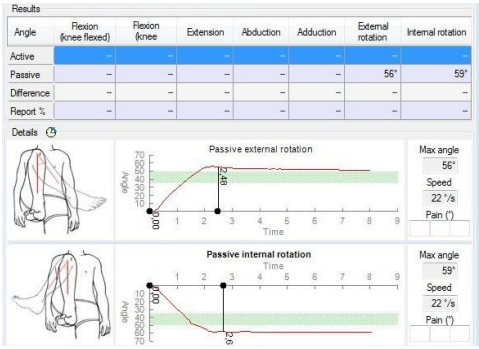
El software nos creara un AVATAR de nuestro paciente que se moverá en el mismo instante y a la misma velocidad en la que se está moviendo el paciente, y nos valorará los movimientos tanto de Flexión / Extensión, Abd/ Add y Rotaciones Externas / Internas de la articulación, a la misma vez pondremos a grabar un video con la cámara conectada.

El sensor/sensores envía la información por Bluetooth.

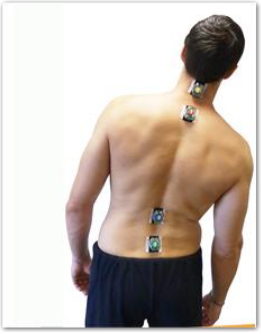
Una vez finalizado el ejercicio, automáticamente nos saldrá un cuadro con todos los movimientos realizados y los máximos valores de cada movimiento.

Si quisiéramos valorar más detenidamente el ejercicio solo tendríamos que situarnos encima de la gráfica y hacer clic en el botón del ratón. De esta manera cuantificamos el movimiento en todo el ejercicio.

También nos valora la velocidad del movimiento.



Análisis en 3D de la columna vertebral.



Con el software de BIOVAL SYSTEMS, no solo podremos hacer ejercicios predeterminados de cada articulación, sino que además también hay una parte del software en la que podremos tener via libre para analizar todo aquel movimiento que queramos hacer.

Esta parte del softwar , nos dejara analizar con:

- 1 sensor (sensor independiente)
- 2 sensores independientes
- 2 sensores (1 independiente + 1 dependiente)
- 3 sensores

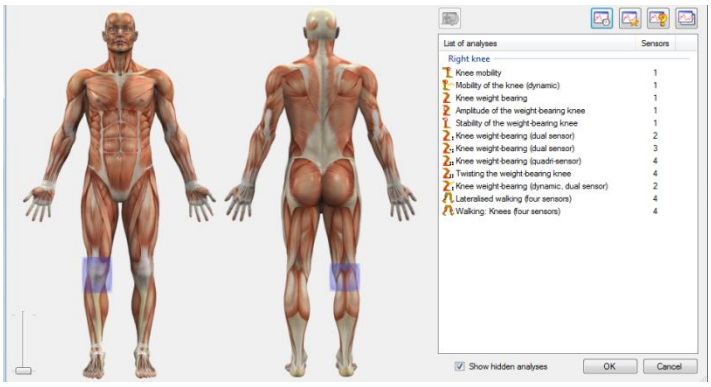
Con el apartado de movimiento libre podemos hacer una grabación de un máximo de 60 segundos.

DINAMICA:

BIOVAL SYSTEMS nos permite hacer un análisis de la marcha en 3D.

Primero deberemos seleccionar la articulación que deseamos evaluar, seguidamente nos saldrá un listado de todos los ejercicios que podemos hacer con dicha articulación.

No solo podemos hacer un análisis en DINAMICA de dicha articulación sino también de toda la extremidad implicada en dicha articulación.

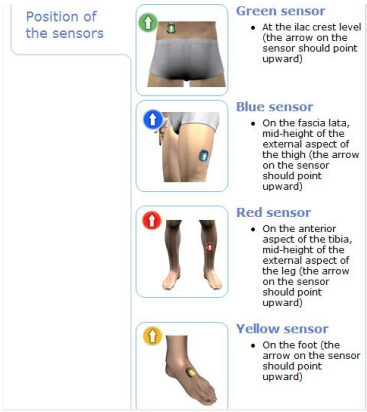


Para empezar un análisis deberemos marcar la articulación a evaluar y seguidamente nos saldrá un listado de todos los ejercicios predeterminados por el software que se pueden hacer de dicha articulación, justo en el lado derecho también nos indicarán el número de sensores que se utilizaran para hacer ese ejercicio.

- Movilidad de la rodilla.
- Amplitud de movimiento de la rodilla.
- Ejercicios de propiocepción.
- Comparativa de lateralidad.
- Ejercicio de movimiento de la extremidad inferior…

A continuación marcaremos el ejercicio que queremos hacer, en este caso haremos un ejercicio de valoración de una extremidad inferior izquierda.

Seguidamente nos apararecerá mediante imágenes, el lugar donde situar los sensores, el orden de colores, y la posición (vertical o horizontal).



Es muy importante el seguir esta pauta que nos indica el software para hacer un ejercicio correcto.

En este caso colocaremos el sensor de color verde en la zona postero-superior de la cresta iliaca, el sensor de color azul en la zona media de la fascia lata , el sensor de color rojo en la zona media de la tibia y por último el de color amarillo en el dorso del pie.

Para empezar el ejercicio el software necesitara 4 segundos en el que el paciente deberá estar lo más erguido posible para que el sensor marque esa posición como posición cero para empezar el ejercicio.

Una vez tenemos colocada la cámara empezaremos a grabar la marcha con un máximo de 20 segundos para luego poder sincronizar con la gráfica.

Con este ejercicio los sensores nos darán los movimientos en los 3 planos del espacio de pelvis, cadera, rodilla y tobillo.

Podremos hacer 3 tipos de análisis diferentes:

- 1º Descalzos
- 2º Con calzado

- 3º Con el tratamiento indicado por el profesional (plantillas, quirúrgico….)

De esta manera evidenciamos la evolución que ha tenido nuestro paciente gracias al tratamiento que el profesional haya requerido.

La relación entre ellos en el caso de la extremidad inferior es la siguiente; solo habrá un sensor de referencia, (color verde), los demás serán dependientes del anterior.

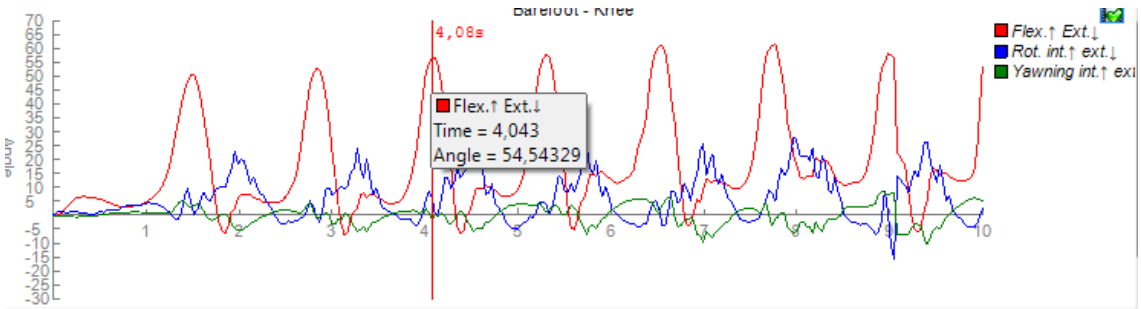
Ejemplo. El de color amarillo (dorso pie) marcara el movimiento con respecto al de color rojo (tibia) y el de color rojo marcará el movimiento con respecto al sensor azul (fémur) y por último el sensor de color azul (fémur) nos marcará el movimiento con respecto al verde (cadera) .

Una vez finalizada la marcha, los sensores enviarán la información vía Bluetooth al receptor BIOVAL y nos la mostrará mediante gráficas.

Veremos un cuadro con todas las máximas obtenidas en los movimientos en los 3 planos del espacio (valoración en grados).

	Pelvis			Hip			Knee			Ankle		
	A/P rot.	Int/Ext rot.	M/L rot.	Ext Flex	Int/Ext rot.	Add Abd	Ext Flex	Int/Ext rot.	Yawn	Ext Flex	Add Abd	Prono Sup
Barefoot	11°	14°	9°	26°	6°	29°	62°	30°	13°	28°	17°	13°
With shoes	14°	11°	17°	32°	8°	32°	67°	26°	19°	26°	12°	16°

Si quisiéramos tener más detalle del movimiento en toda la marcha, deberemos poner el cursor encima de la gráfica y hacer un clic para hacer más grande la gráfica.



Como apreciamos en la gráfica tenemos una memoria situada arriba a la izquierda donde nos mostrara los 3 movimientos caracterizados por un color diferente.

Deberemos fijarnos que en la memoria nos indica que cuando la gráfica tiende a subir hacia arriba es movimiento de Flexión y cuando la gráfica baja es movimiento de Extensión, igualmente seria con los movimientos de add / abd y rotación Ext / Int.

Este será el momento de poner en marcha el video, donde nos marcará con una línea vertical el momento exacto del video en la gráfica y colocando el cursor encima de la gráfica observamos en grados el valor del movimiento y el tiempo en el que a transcurrido en los 3 planos.

También podremos obtener una imagen del video para poder sacar angulaciones si se desea.

Con el software de BIOVAL SYSTEMS, no solo podremos hacer ejercicios predeterminados de cada articulación, también hay una parte del software en la que podremos tener vía libre para analizar todo aquel movimiento que queramos hacer.

Esta parte del software, nos dejara analizar con:

- 1 sensor (sensor independiente)

- 2 sensores independientes

- 2 sensores (1 independiente + 1 dependiente)

- 3 sensores

- 4 sensores

Con el apartado de movimiento libre podemos hacer una grabación de un máximo de 60 segundos. A diferencia con el ejercicio predeterminado, con el ejercicio libre veremos el movimiento en tiempo real.

Conclusión:

La tecnología empleada en el sistema Bioval es la basada en sensores inerciales.

Un software adecuado consigue reproducir en tiempo real los movimientos del cuerpo humano en los tres planos del espacio, representarlo mediante gráficas y darles un valor numérico en grados.

La conclusión que podemos sacar de este sistema es que gracias a BIOVAL SYSTEMS podremos hacer análisis biomecánicos de todas las articulaciones en los 3 planos del espacio, de una forma sencilla, ya que el software es muy visual, dinámico y fácil de utilizar.

Esto nos ayudará a tener un mejor diagnóstico de nuestro paciente, ya que podremos valorar y cuantificar todos los movimientos de las articulaciones relacionadas con la marcha.

Nos mostrará la evolución que ha tenido el paciente, siempre gracias al tratamiento que el profesional le ha indicado.

ESTUDIO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA DURANTE LA MARCHA CON EL SISTEMA BIOVAL.

Juan Luis Florenciano Restoy

Diplomado en Podología por la Universidad de Barcelona.

Colegiado en el Colegio Oficial de Podólogos de Cataluña nº 304.

Podólogo del Centro de Podología de J.L. Florenciano.

Teléfono consulta 933458527. Teléfono móvil 660913353.

Dirección electrónica (e-mail) florenrestoy@hotmail.com

RESUMEN:

Los autores describen de forma genérica el sistema ***Bioval***, tal sistema permite obtener, en tiempo real, valores angulares de movimiento de cualquier segmento y articulación del organismo.

Se plantea la hipótesis, sobre una muestra de **100** sujetos adultos de ambos sexos, las medias de movimiento de la articulación de la rodilla en el plano sagital, frontal y transverso, durante la marcha en cinta rodante a **3 Km. /h.**

De los resultados obtenidos y una vez determinada las medias aritméticas y su desviación típica, se procede a determinar que **%** de casos estaban fuera de la normalidad.

PALABRAS CLAVE:

Movimiento de la rodilla en los tres planos del espacio, marcha humana, sistema **Bioval**, anormalidad.

INTRODUCCIÓN:

La rodilla es la articulación intermedia de la extremidad inferior, esta formada por tres relaciones articulares, la del fémur con la tibia o fémoro-tibial y la del fémur con la rótula o fémoro-rotuliana.

Durante la marcha o la carrera, el mayor rango de movimiento esta vinculado a la flexión-extensión que se realiza en un eje perpendicular al plano sagital, complementados con movimientos mas discretos como el de rotación interna-externa que se realiza en un eje perpendicular al plano transverso y por último el movimiento de valgo-varo que se produce en un eje perpendicular al plano frontal.

Durante la dinámica tales movimientos de la rodilla siguen una secuencia lógica en los tres planos del espacio y a la vez mantienen entre, la tibia y el fémur y de este con la rótula, lo que se ha dado en llamar movimientos relativos, por ejemplo, durante la marcha y en apoyo unipodal la rodilla se flexiona ligeramente unos **10º** y la tibia gira hacia dentro como elemento fijo a partir del cual se produce el movimiento, lo que lleva en la práctica al fémur a generar una rotación externa de este con respecto a la tibia, (estos movimientos también son detectados por el sistema Bioval).

DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA BIOVAL.

Bioval es un sistema que utiliza sensores inerciales que contienen (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) del tamaño de una esfera de reloj, para valorar la movilidad de un segmento óseo, una articulación o múltiples articulaciones según se pretenda analizar. Fig. 1

Fig. 1

Imagen de un sensor de Bioval.

También permite comprobar en tiempo real la dinámica de la misma articulación en ambas extremidades a la vez, por ejemplo en ambas rodillas.

Se representa mediante unas gráficas cuyos trazados describen los movimientos de las articulaciones estudiadas en los tres planos del espacio, selecciona el valor de mayor amplitud en grados y los refleja en unas tablas, estos valores corresponden en realidad a

toda la fase del paso, tanto en la fase de apoyo unipodal, cadena cinética cerrada, como a la fase aérea en cadena cinética abierta.

A modo de ejemplo presentamos un informe real al que se ha omitido el nombre del sujeto, donde se disecciona y se comenta todos los componentes del análisis.

jueves, 25 de abril de 2013

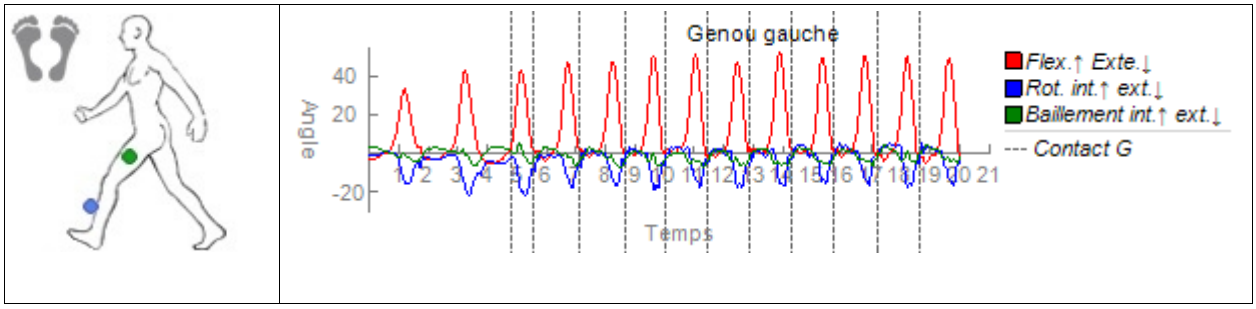
Né(e) le : 02/02/1994

Marcha : Rodilla (cuatro-captores)

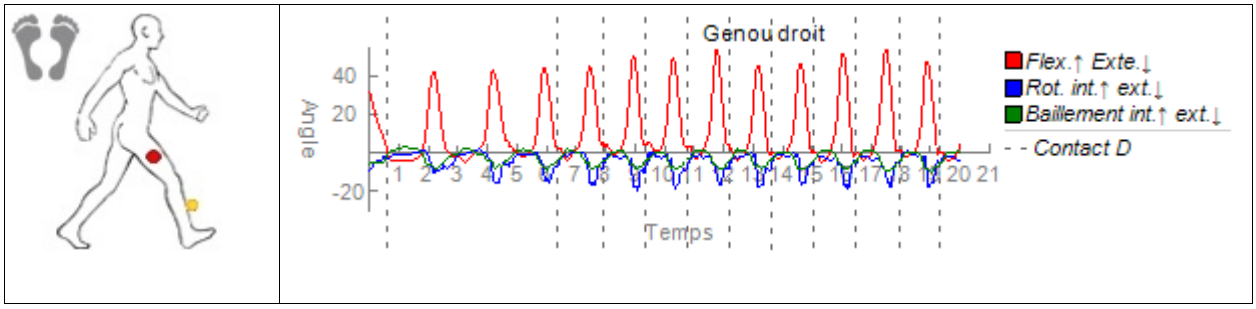
Resultados del análisis del 31/01/2013 a las 17:32

Resultados						
	Flexión / Extensión		**Rotación Interna / Externa**		**Valgo / Varo**	
	Izquierda	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**
Pies desnudos	***51º***	***51º***	***20º***	***16º***	***9º***	***10º***

Pies desnudos Movimiento de la rodilla izquierda en los tres planos del espacio.



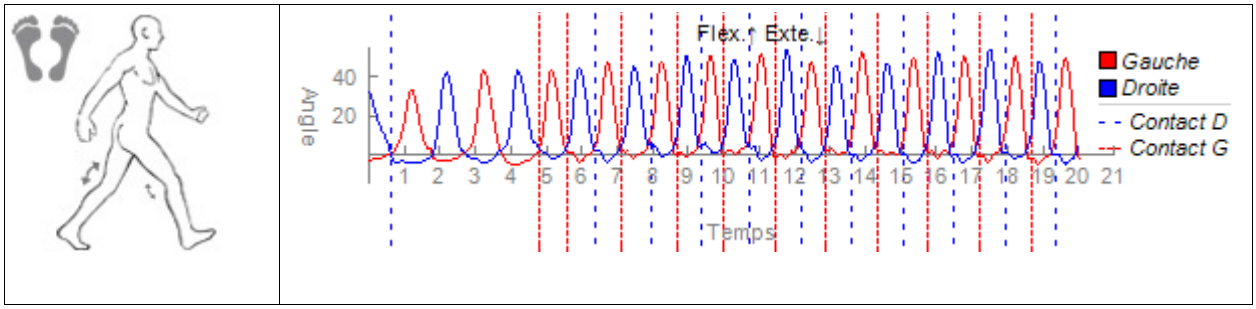
Movimiento de la rodilla derecha en los tres planos del espacio.



La imagen muestra los resultados obtenidos de una prueba real, pies desnudos. Se puede observar los grados de amplitud de los movimientos de la rodilla en los tres planos del espacio.

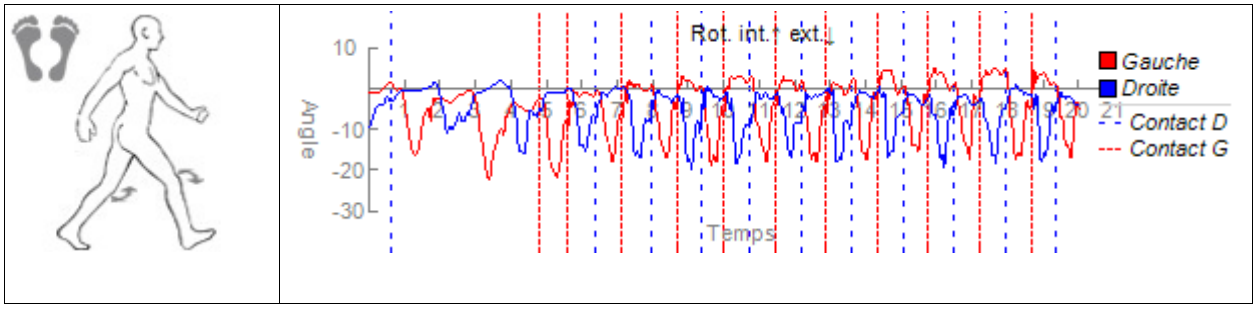
Imagen gráfica del movimiento de la rodilla izquierda en los tres planos del espacio. La trayectoria en rojo describe el movimiento de flexión y extensión, la trayectoria en azul los movimientos rotación interna/externa y la trayectoria en verde los movimientos de valgo y varo.

Pies desnudos Flexo-Extensión ambas rodillas



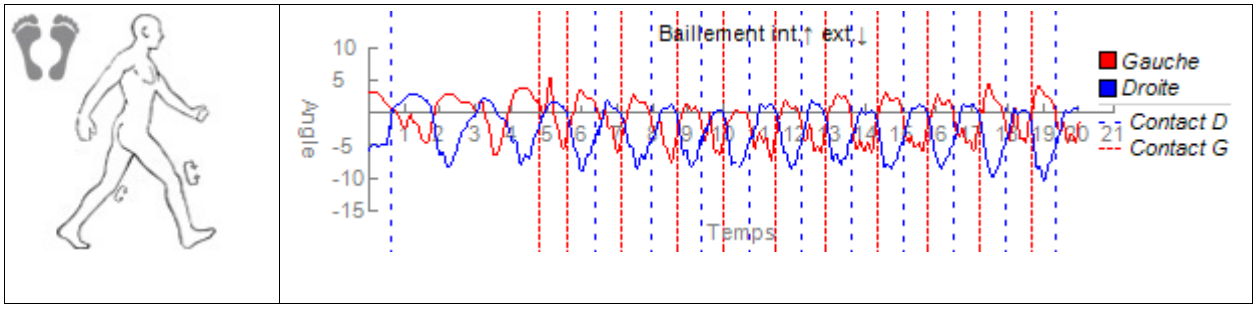
Esta trayectoria representa la comparación entre la rodilla izquierda y la rodilla derecha en los movimientos de flexión/extensión.

Rotación Interna-Externa.



Comparación de los movimientos rotación interna-externa de las rodillas izquierda y derecha.

Valgo-Varo



Comparación de los movimientos de valgo/varo de las rodillas izquierda y derecha.

Parámetros espacio/temporales	
	Medidas
	Pies desnudos
Cadencia de la marcha (paso/minuto)	84,15
Duración de un paso (s)	1,44

Duración de un paso izquierdo (s)	0,70
Duración de un paso derecho (s)	0,72

miércoles, 13 de febrero de 2013

La tabla muestra los parámetros espacio/temporales, frecuencia de pasos por minuto. Duración de un paso y respectivamente la duración de un paso izquierdo y un paso derecho en segundos.

MATERIAL Y MÉTODO.

Se efectúa un estudio de la articulación de la rodilla durante la marcha utilizando el sistema **Bioval**.

Se valora una muestra de **100** personas mayores de **18** años.

Se utiliza para todos ellos una cinta rodante a velocidad constante

de **3 Km. /h.**

Se inicia la marcha desde una posición de firmes y totalmente inmóviles con ***20¨*** de recorrido para cada examinado.

La colocación de los sensores fue la que determina el protocolo del sistema **Bioval**.

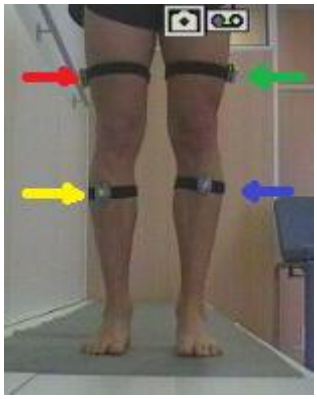
"Análisis de las rodillas en dinámica con cuatro captores, es decir colocación de dos captores en tercio superior de la tibia y colocación de dos captores en zona media lateral del muslo".

Captor verde en zona media lateral del muslo izquierdo.

Rojo, zona media lateral del muslo derecho.

Azul, tuberosidad tibial izquierda.

Amarillo, tuberosidad tibial derecha.



Los resultados son analizados con el programa **Excel**, se obtienen las medias aritméticas de cada movimiento evaluado y se le aplica la desviación típica

El cálculo permite fijar el límite superior y el límite inferior en los tres planos del espacio para tales movimientos.

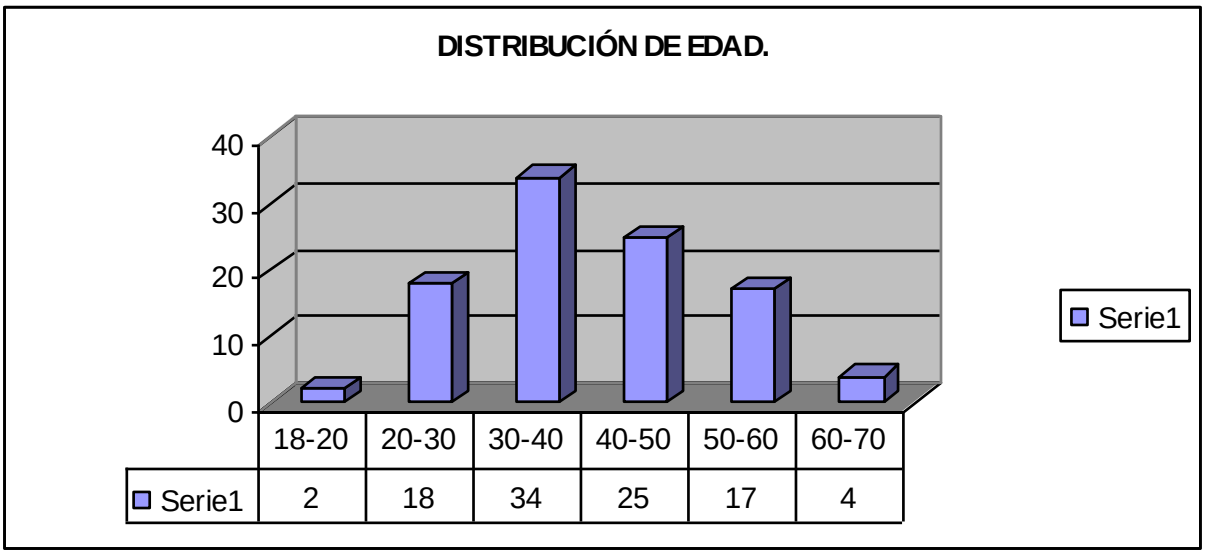
RESULTADOS.

El **%** del sexo masculino es del **71%**

El **%** del sexo femenino es del **29%**

Gráfica de **%** de distribución entre hombres y mujeres.

La media de edad es de **39** años.



Resultados						
	Flexión / Extensión		**Rotación** **Interna / Externa**		**Valgo / Varo.**	
	Izquierda	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**

Pies desnudos	**48º**	**47º**	**14º**	**13º**	**11º**	**11º**

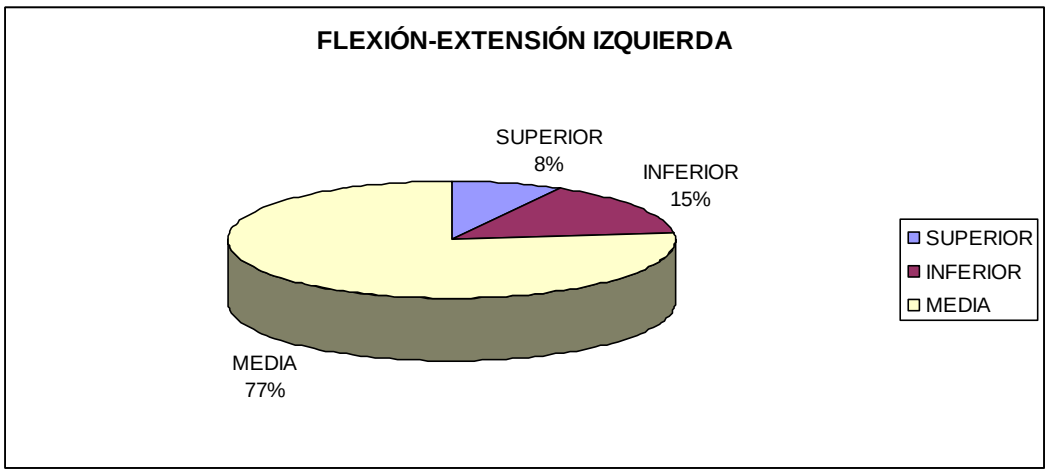
Resultados: Media de los valores en grados del movimiento de la rodilla en los tres planos del espacio a velocidad constante de **3 Km. /h.**

Resultados						
	Flexión / Extensión Desviación típica		**Rotación Interna / Externa Desviación típica**		**Valgo / Varo Desviación típica**	
	Izquierda	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**
Pies desnudos	6º	6º	4º	4º	5º	4º

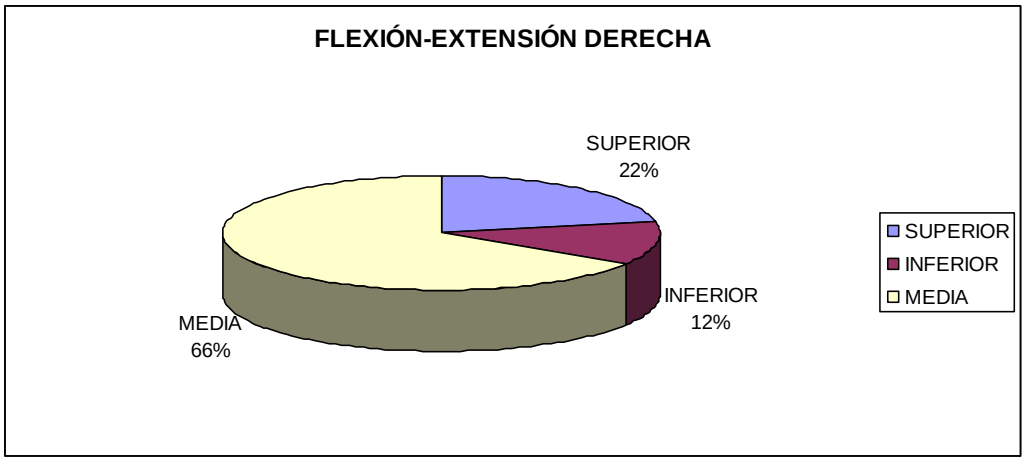
Desviación típica de cada uno de los valores en grados del movimiento de la rodilla en los tres planos del espacio.

Resultados						
	Flexión / Extensión		**Rotación Interna / Externa**		**Valgo / Varo**	
	Izquierda	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**	**Izquierda**	**Derecha**

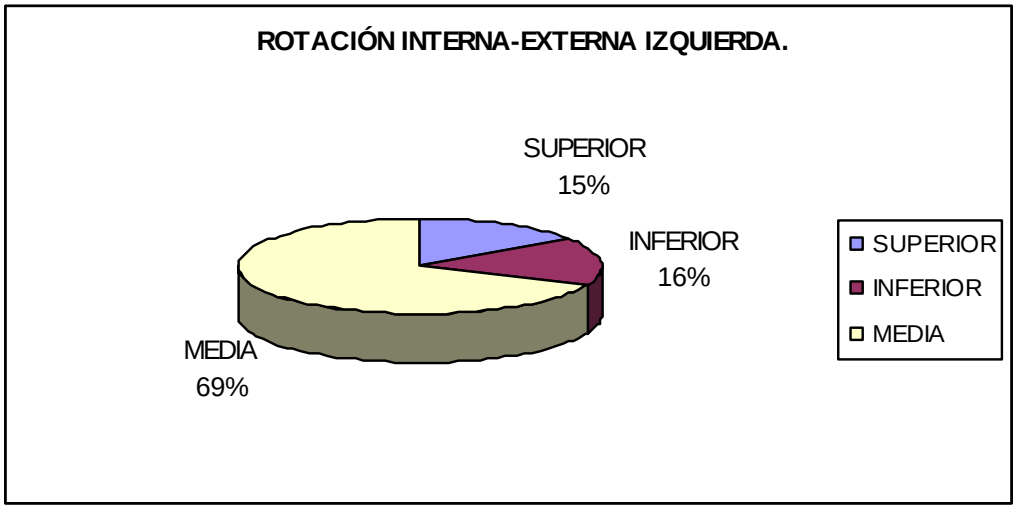
Pies desnudos	MEDIA ***77%*** SUPERIOR ***8%*** INFERIOR ***15%***	MEDIA ***66%*** SUPERIOR ***22%*** INFERIOR ***12%***	MEDIA ***69%*** SUPERIOR ***15%*** INFERIOR ***16%***	MEDIA ***65%*** SUPERIOR ***23%*** INFERIOR ***12%***	MEDIA ***81%*** SUPERIOR ***15%*** INFERIOR ***4%***	MEDIA ***76%*** SUPERIOR ***18%*** INFERIOR ***6%***



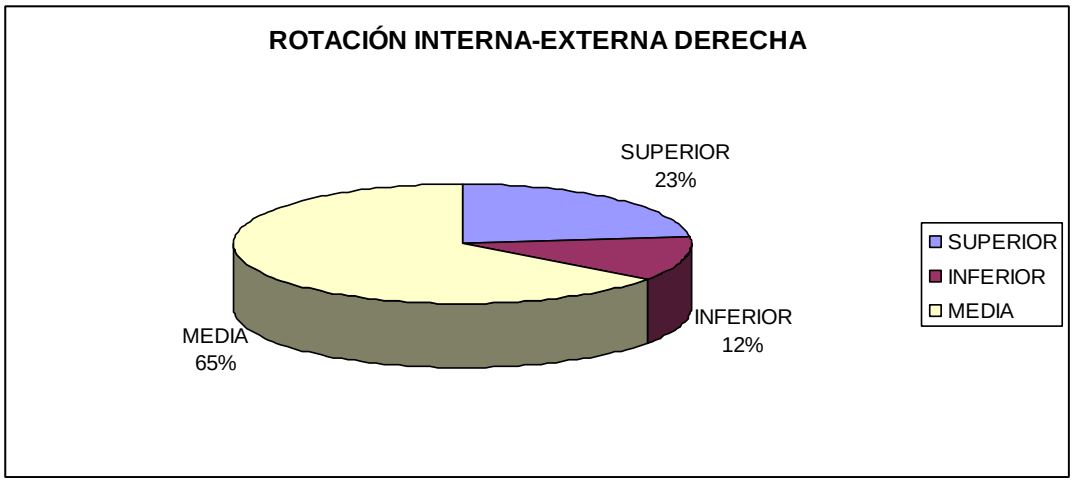
Gráfica de los movimientos de flexión/extensión de la rodilla izquierda.



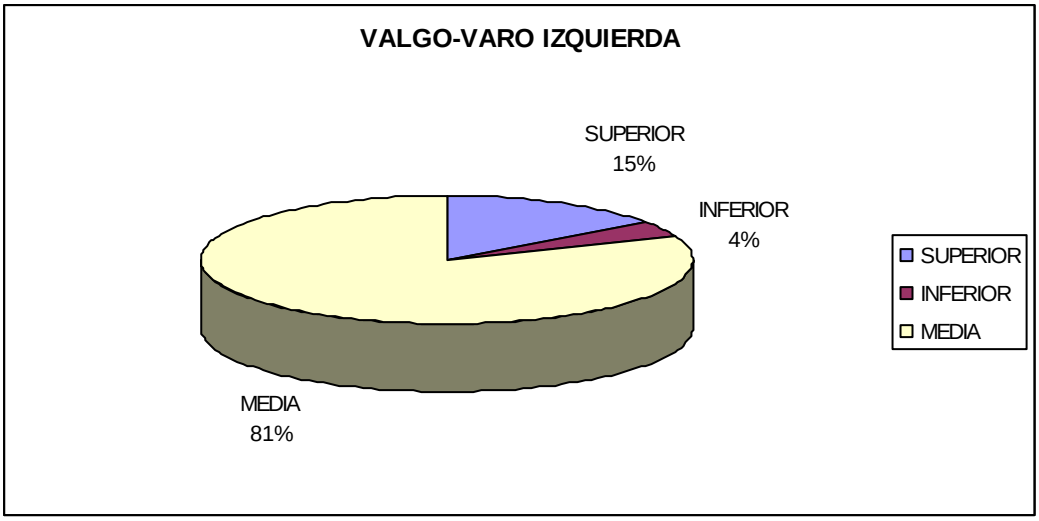
Gráfica de los movimientos de flexión/extensión de la rodilla derecha.



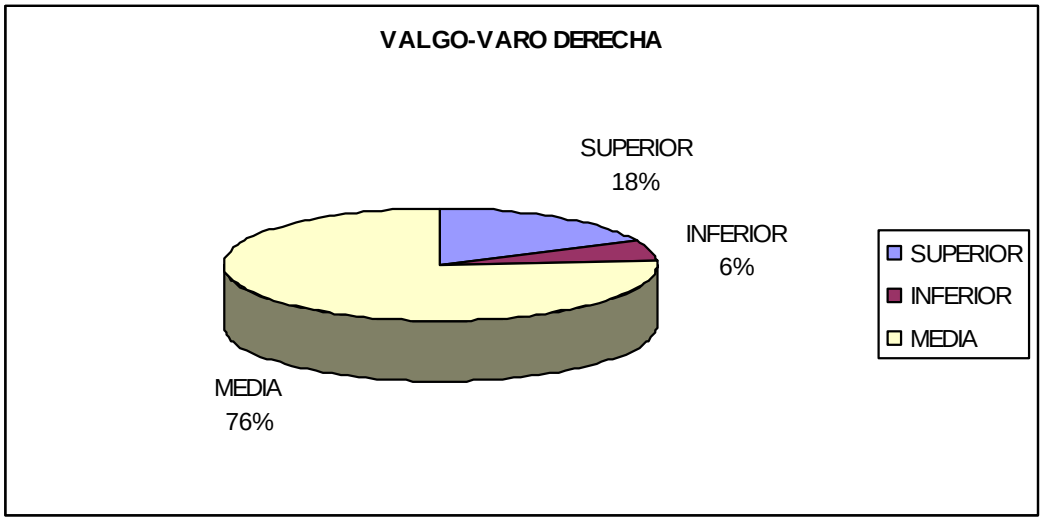
Gráfica de los movimientos de rotación interna / externa de la rodilla izquierda.



Gráfica de los movimientos de rotación interna / externa de rodilla derecha.



Gráfica de los movimientos de valgo-varo de la rodilla izquierda.



Gráfica de los movimientos de valgo-varo de la rodilla derecha.

DISCUSIÓN.

El sistema Bioval cuantifica el mayor rango de movimiento detectado y lo hace hacia una vertiente y hacia otra, por ejemplo la flexión-extensión de la rodilla son los grados totales, es decir, la suma de la flexión y la extensión.

De las mediciones obtenidas en la flexión-extensión se comprueba que la media de movimiento se encuentra alrededor de los **48º.**

Mientras en la rodilla derecha el límite superior, siempre hablando de la flexión-extensión de la rodilla, es **14º** más alto en la rodilla derecha que el de la izquierda.

En cuanto a los movimientos de rotación interna-externa el valor medio se encuentra en **14º.**

Curiosamente también aumenta la rotación-extensión en la rodilla derecha en **8º** en el límite superior.

Sin embargo en los movimientos de valgo-varo de rodilla con un valor de **11º**, no se aprecia diferencias significativas en la rodilla izquierda en relación a la derecha.

CONCLUSIÓN.

Durante el desarrollo de este trabajo se ha descrito la capacidad de los sensores inerciales para determinar los movimientos de la rodilla en los tres planos del espacio.

En un estudio de la marcha humana F. Plas y col. comprobaron que a una velocidad de marcha, algo superior a la de nuestro estudio, de 4.5 Km. /h. el sujeto efectúa una flexión de **60º**, de lo que se deduce que los grados aumentan en función de la velocidad de desplazamiento.

En cuanto a los valores de rotación interna-externa de la rodilla **14º,** mantiene un valor coherente con los valores de movimiento axial de la extremidad que en dinámica y a la misma velocidad de marcha anterior de **4 Km. /h**. son de **17º.**

Los grados de valgo-varo de rodillas de **11º,** representan el ángulo tibiofemoral que lleva el fémur hacia dentro a cada paso, manteniendo aproximadas las dos piernas que permanecen verticales, la medida de este ángulo en un adulto es aproximadamente de **7º**. La diferencia de **4º** son los márgenes del tejido conjuntivo (cápsula, ligamentos).

Se ha pretendido con ente estudio dar una visión genérica del movimiento de la rodilla durante la marcha, la particularidad de casos individuales serán analizados en posteriores trabajos, no obstante hemos podido comprobar que de los casos analizados concluimos que este estudio solo sirve, evidentemente, para la velocidad de marcha propuesta, pues los valores dependen de la velocidad del sujeto hasta los límites fisiológicos de la articulación y que los valores encontrados fuera de la media no los podemos contemplar como patológicos, (falta comprobar si el tejido conjuntivo condiciona la movilidad de la articulación de la rodilla, cuestión no contemplada en este estudio).

De los límites superiores hemos de destacar mayor **%** tanto en la flexión-extensión como en la rotación interna-externa para la rodilla derecha, para esta circunstancia se

propone la hipótesis del predominio de la lateralidad el mayor **%** de examinados son diestros.

EVALUACIÓN DEL EFECTO ANALGÉSICO DE LA TERAPIA COMBINADAEN EL DOLOR PLANTAR CRÓNICO MEDIANTE ABORDAJE DE LOPUNTOS GATILLO MIOFASCIALES
ESTUDIO PILOTO
RESÚMEN

Autor: Rocío Melero Suárez

Introducción

En el ámbito de la podología, al igual que en otras ramas de ciencias de la salud, nos encontramos con patologías muy similares entre sí, que presentan la misma clínica en el paciente por lo que resulta complejo su diagnóstico diferencial. Nos referimos a la fascitis plantar (FP) y del síndrome de dolor miofascial con puntos gatillo miofasciales (PGM) a nivel plantar. En ambas, el paciente presenta dolor e hipersensibilidad difusa a la presión a lo largo de todo el lado medial de la planta de pie y limitación dolorosa de la movilidad al estiramiento[1], por lo que podemos confundir el diagnóstico de estas patologías, basándonos en un diagnóstico meramente clínico.

Tanto la FP como los PGM son extraordinariamente comunes llegando a representar un capítulo doloroso de la vida de casi todo el mundo en uno u otro momento[1,2], de aquí la pertinencia de este estudio encaminado a tratar el dolor producido por ambas entidades patológicas. Los puntos gatillo latentes, que a menudo provocan disfunción motora (rigidez y restricción de la amplitud de movilidad) sin dolor, son mucho más frecuentes que los puntos gatillo activos, los cuales además producen dolor.

La comprensión de los PGM y de sus patrones de dolor es fundamental para el diagnóstico y tratamiento de la FP. Muchos de los síntomas y signos de la FP también son característicos de varios síndromes de dolor miofascial, siendo esta razón uno de los principales problemas de investigación, ya que nos planteamos si los PGM pueden contribuir a la sobrecarga crónica de la fascia plantar[1].

Lewit[3] señala que la tensión de la aponeurosis plantar puede deberse a la tensión de los músculos intrínsecos que actúan como flexores de los dedos: el adductor del dedo gordo (según el eje medio del cuerpo) y el flexor corto de los dedos, ya que los puntos gatillo causan un acortamiento crónico de los músculos que los contienen. Por esta razón el tratamiento del dolor plantar crónico se realizará mediante abordaje de los PGM de estos músculos.

El tratamiento de los síntomas y signos en el pie están encaminados a reducir el dolor, reducir el estrés del tejido a un nivel tolerable y restablecer la fuerza muscular y loa flexibilidad de los tejidos implicados.

Mediante el empleo de la terapia combinada (en adelante, TC), debido a la suma de efectos fisiológicos que se dan por la combinación de ultrasonidos (en adelante, US) y corrientes interferenciales (en adelante, CI), el terapeuta puede tener a su disposición una herramienta terapéutica que trate al unísono los objetivos anteriores.

Todo esto sumado a la inexistencia de estudios donde se haya aplicado terapia combinada de ultrasonidos con electroterapia para el tratamiento del dolor plantar mediante abordaje de los PGM, es por lo que en este estudio de investigación se pretende comprobar si es un método físico útil para tal fin.

Por otro lado, el motivo de aplicar la terapia combinada con CI es debido a que es una forma de estimulación eléctrica que activa mecanismos bioquímicos celulares que estimulan la musculatura profunda evitando la mayor acomodación de la estimulación eléctrica transcutánea y neuromuscular y las incomodidades asociadas a la estimulación de baja frecuencia con componente galvánico[4].

1. Marco teórico

1.1. Fascitis plantar

La fascitis plantar está causada por pequeñas roturas de la aponeurosis plantar que provocan su inflamación y espesamiento. La continuidad del proceso conduce a una degeneración progresiva del tejido colágeno, con fenómenos mixtos de degeneración-necrosis-reparación, provocando fragmentación de la fascia plantar, ectasia vascular de la médula ósea de la tuberosidad antero-interna de calcáneo y periostitis en la inserción ósea[5]. Todo ello conforma un círculo vicioso que, si no se trata en forma oportuna, lleva a una lesión crónica de difícil solución terapéutica[6].

1.2. Síndrome Miofascial

Según Andrzej Pilat[7], el cuerpo sometido a estrés mecánico o emocional prolongado crea sus propios sistemas de escape a través de diversos tipos de compensaciones. Sin embargo, estas soluciones sólo dan un resultado positivo de forma temporal, creando al mismo tiempo otras compensaciones. Con el tiempo, las posibilidades de nuevas compensaciones se agotan y el cuerpo se encuentra sin salida, entrando en un círculo vicioso de defensa, inflamación, dolor y una progresiva e irreversible disfunción.

La consecuencia del síndrome miofascial es una limitada capacidad de movimiento y un excesivo acercamiento entre las estructuras del sistema fascial en todos los niveles de formación. El sistema fascial pierde la elasticidad y la flexibilidad.

1.2.1. Punto gatillo miofascial

Según Travell y Simons[1], un punto gatillo miofascial activo es aquel que causa una queja clínica de dolor, son muy comunes y constituyen una de las principales fuentes de dolor y disfunción del sistema musculoesquelético. Es siempre doloroso a la presión, impide la elongación completa del músculo, lo debilita, refiere un dolor reconocido por el paciente cuando es comprimido directamente, ocasionando una respuesta de espasmo local de las fibras musculares cuando es estimulado adecuadamente y, al ser comprimido, dentro de los límites de la tolerancia del paciente, produce fenómenos motores referidos y, a menudo, fenómenos autonómicos, generalmente en su zona de dolor referido, y ocasiona hipersensibilidad a la presión en esta zona de referencia.

El punto gatillo miofascial latente, éste es un punto clínicamente durmiente con respecto al dolor espontáneo, sólo duele cuando es palpado. Puede tener todas las demás características de un punto gatillo activo y siempre presenta una banda tensa que aumenta la tensión muscular y limita la amplitud de movilidad, causando también alteración postural indolora siendo muy frecuentemente ignorados.

1.3. Terapia combinada

Se trata de una práctica según la cual, a la vez que se aplican ultrasonidos, por el cabezal se inyectan corrientes de baja o media frecuencia[8].

Esta técnica además, aporta la ventaja de que permite diagnosticar los puntos situados más profundamente, por lo que también pueden tratarse áreas hiperestésicas mayores.

La combinación de las corrientes más el ultrasonido proporciona efectos distintos a los de las mismas terapias por separado. Esto se manifiesta, por ejemplo, en[9].

- El hecho de que, para localizar los puntos de aplicación a tratar por medio de terapia combinada, es suficiente una intensidad de la corriente más baja. Con esta intensidad baja no es posible la localización de estos puntos usando exclusivamente la corriente eléctrica.
- El hecho de que las corrientes tienen un efecto sensibilizador sobre las fibras nerviosas. En la terapia combinada esto se pone de manifiesto por la necesidad

de reducir repetidamente la intensidad de la corriente durante el tratamiento; en caso contrario, la sensación de excitación se hace excesiva para el paciente.

- El hecho de que al desconectar el equipo de ultrasonidos disminuye la sensación de la corriente. Suele ocurrir de forma inmediata o tras un intervalo corto, debido a la adaptación de las fibras nerviosas.

La supresión de los efectos adversos de la terapia combinada se ha conseguido combinando los ultrasonidos con corriente alterna de media frecuencia (corrientes interferenciales), por los que, no existe excitación agresiva y los efectos de tipo galvánico se eliminan prácticamente gracias a la forma sinusoidal de la corriente alterna.

2. Objetivos

2.1. Objetivo general

Valorar el efecto analgésico del dolor plantar mediante la aplicación de Terapia combinada con corrientes interferenciales, abordando los puntos gatillo del adductor del primer dedo y los del flexor corto de los dedos, en pacientes que muestran diagnóstico compatible con fascitis plantar y/o síndrome de dolor miofascial.

2.2. Objetivos específicos

1. Cuantificar la disminución del dolor plantar de los sujetos tras 15 sesiones de terapia combinada con corrientes interferenciales, estableciendo correlación entre la Escala Visual Analógica (EVA) y algometría.

2. Cuantificar la cantidad de sesiones requeridas para que la disminución del dolor sea significativa.

3. Hipótesis

En función de los objetivos marcados en este estudio, nos planteamos la siguiente hipótesis de investigación:

La aplicación de terapia combinada con corrientes interferenciales, abordando los puntos gatillos miofasciales latentes de la musculatura que se haya estrechamente ligada a la fascia plantar, produce mejoría estadísticamente significativa en la percepción de la intensidad del dolor y en el umbral de dolor a la presión.

Por lo tanto, la hipótesis nula de la investigación (H0) sería:

La aplicación de terapia combinada con corrientes interferenciales, abordando los puntos gatillos miofasciales latentes de la musculatura que se haya estrechamente ligada a la fascia plantar, no produce mejoría estadísticamente significativa en la percepción de la intensidad del dolor y en el umbral de dolor a la presión.

4. Material y método

Se trata de un estudio *analítico, longitudinal, prospectivo y experimental de ensayo no controlado*[10], donde a todos los sujetos de la muestra se les aplica terapia combinada con corrientes interferenciales con el fin de evaluar la eficacia analgésica en el dolor plantar.

Muestra constituida por 22 pies (22 pies estudiados, 11 derechos y 11 izquierdos) de 17 pacientes donde 6 de ellos presentaba la sintomatología bilateral, con edades comprendidas de 27 a 72 años (44,05 ± 13,04), de ambos sexos donde 17 corresponden a hombres y 5 a mujeres, los cuales presentaban diagnóstico podológico compatible con fascitis plantar y/o con síndrome de dolor miofascial en la planta del pie.

El presente estudio se ha realizado en el Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla, situado en la calle Avicena, s/n, Sevilla. El periodo de duración y recogida de la muestra ha sido desde Marzo hasta Agosto de 2012.

4.1. Protocolo de intervención

El protocolo de intervención seguido ha sido en primer lugar anamnesis de la clínica y exploración del dolor plantar referido por el paciente, una vez diagnosticado con posible fascitis plantar y/o con síndrome de dolor miofascial en la planta del pie pasamos a los instrumentos de recogidas de datos y posteriormente al procedimiento de intervención

4.1.1. Exploración del dolor plantar

Se han incluido en este estudio aquellos sujetos que han referido dolor localizado en la región antero-interna del talón, con posible irradiación hacia el borde interno y resto de la planta del pie que aumenta cuando el paciente da los primeros pasos matutinos y tras la bipedestación prolongada y que refieran dolor a las maniobras palpatorias de fascitis plantar como a las de los puntos gatillo del adductor del primer dedo y/o del flexor corto de los dedos.

Las maniobras palpatorias que se realizan para la fascitis plantar son:

- Presión directa sobre la zona antero-interna del talón.

- Presión en la misma zona tras efectuar flexión dorsal pasiva de los dedos (el dolor producido por la extensión pasiva del primer dedo en la fascitis plantar también constituye una característica de los puntos gatillo del adductor del primer dedo[1]).

Los puntos gatillo de la musculatura intrínseca superficial del pie se examinan mediante palpación plana contra las estructuras subyacentes.

Los puntos gatillo se identifican principalmente por los signos del salto provocados en el paciente ante la exquisita hipersensibilidad focal a la presión de la banda tensa. Estos músculos rara vez muestran respuesta de espasmo local con la palpación súbita. Los músculos a explorar en este estudio son[1]:

- El músculo **aductor del primer dedo** (con respecto al eje sagital medio del cuerpo) es un músculo sorprendentemente grueso, lo cual hace que sus fibras más profundas sean relativamente inaccesibles, pudiendo requerir una palpación profunda y fuerte más que una palpación plana y suave para poner de manifiesto el dolor a la presión de estos puntos gatillo profundos.

  Frecuentemente el dolor miofascial se refiere a una cierta distancia del punto gatillo, en un patrón característico de cada músculo. El dolor y la hipersensibilidad referidos por los puntos gatillo del músculo **aductor del primer dedo**, se centra a lo largo del lado medial del talón, con desbordamiento al arco plantar interno y con una extensión adicional a la parte posteromedial del talón, lo cual contrasta con el dolor y la hipersensibilidad referidos usualmente por los puntos gatillo del sóleo, los cuales cubren toda la parte posterior y plantar del talón.
- El músculo **flexor corto de los dedos** se encuentra bajo la recia aponeurosis plantar. Los puntos gatillo del flexor corto de los dedos proyectan dolor e hipersensibilidad a la planta del pie, sobre las cabezas de los metatarsianos segundo, tercero y cuarto. Con una extensión ocasional del dolor sobre la cabeza del quinto metatarsiano. El dolor referido no llega proximalmente hasta el centro de la planta, ni distalmente hasta los dedos. La porción ósea del antepié plantar está dolorida y sensible, motivando la queja de “pie doloroso”. Los puntos gatillo del flexor corto de los dedos tienden a asociarse con una afectación parecida de los flexores largos (extrínsecos) de los dedos y, a veces, del músculo flexor corto del primer dedo, situado más profundamente.

4.1.2. **Procedimiento de intervención**

Para la aplicación de terapia combinada se emplean CIF con el método de dos polos, las dos corrientes alternas se superponen dentro del aparato. Se selecciona una corriente con voltaje constante (CV), para que al pasar sobre un punto gatillo aumente bruscamente el paso de la intensidad. Se aplica una corriente portadora de 4000 Hz

El electrodo indiferente se conecta al ánodo (+) y será de tamaño superior al cabezal de ultrasonidos (electrodo activo (-)) y acorde con la zona a tratar[8].

El electrodo activo está formado por la placa metálica de la cabeza de tratamiento (cabezal de ultrasonido). El terapeuta toma en su mano el electrodo activo y toca el paciente para cerrar el circuito en una zona donde no se quiera realizar la exploración.

Se han utilizado los siguientes parámetros en el procedimiento de intervención: frecuencia portadora de 4000 Hz, AMF 80 Hz, modulación de espectro 0, voltaje constante, ultrasonido pulsátil 20%, 0.8 W/cm^2, frecuencia de pulso 100Hz.

Para ello se posicionará a los sujetos en decúbito prono, con un rodillo o cuña bajo el tercio inferior de la tibia para elevar un poco la extremidad y dejar el pie relajado y otra cuña bajo las crestas ilíacas para evitar molestias posicionales.

Como estamos ante el tratamiento del dolor plantar abordando los PGM que se hayan más superficiales, se coloca el cabezal de ultrasonido sobe el punto a tratar, mientras que el electrodo indiferente se situa en el mismo plano del sistema aquileo calcáneo plantar**,** colocado en el tercio medio posterior de la pierna, en la unión miotendinosa del gastrocnemio.

El tratamiento tendrá una duración que dependerá de la excitabilidad del punto concreto. En general, puede afirmarse que si la excitabilidad disminuye se ha obtenido un efecto terapéutico. En algunos casos, la excitabilidad sentida aumentará de forma marcada durante el tratamiento. En estos casos, se disminuye la intensidad hasta que sea bien tolerada por el paciente[9].

Se valorará a toda la muestra el umbral de dolor a la presión (UDP) por medio de algometro y la percepción de la intensidad del dolor (PID) por medio de la Escala Visual Analógica (EVA).

5. **Resultados y disculsión**

El procedimiento propuesto mediante terapia combinada de ultrasonidos con una corriente interferencial, con el fin de reducir el dolor plantar compatible tanto con fascitis plantar como con síndrome de dolor miofascial plantar, ha sido evaluado mediante la escala EVA y algómetro.

De acuerdo con otros autores que han utilizado el algómetro como instrumento de medida del umbral de la intensidadel dolor[11,12], hemos constatado que se trata de un instrumento válido y fiable, analizado en este estudio con el estadístico de la T de Student para muestras relacionadas, obteniendo resultados estadísticamente significativos desde la medición tras la 5ª sesión (0,010, para p<0,05), la 10ª sesión (0,025, para p<0,05) y la 15ª sesión de tratamiento (<0,001, para p<0,05), pasando por un valor medio de 8,97±3,33 en el pre-tratamiento, a un aumento del umbral de la intensidad del dolor con un 11,59±3,77 después de aplicar la 5ª sesión, a un 11,02±2,79 después de aplicar la 10ª sesión y aun 13,00±3,24 después de la 15ª sesión.

También quedan reflejada la fiabilidad y la validez de la escala visual analógica (EVA), coincidiendo con numerosos estudios de investigación[13,14,15], donde eligen habitualmente este instrumento para la medición de la disminución de la percepción de la intensidad del dolor. Así pues, en este estudio existen cambios estadísticamente significativos en la percepción del dolor plantar, medido a través de la EVA (mediante el estadístico de rangos de Wilcoxon) en los sujetos de estudio después de aplicar la terapia combinada, tanto en la 5ª sesión de tratamiento (<0,001, para p<0,05), como en la 10ª sesión (<0,001, para p<0,05) y como en la 15ª y última sesión de tratamiento (<0,001, para p<0,05), pasando de un valor medio de 7,14±1,49 en el pre-tratamiento, aun 4,36±1,62 después de aplicar la 5ª sesión, a un 2,68±2,55 después de aplicar la 10ª sesión y a un 1,41±1,37 al finalizar el tratamiento después de la 15ª sesión.

Además, con el objeto de garantizar la validez interna del estudio hemos medido el grado de normalidad de los individuos de la muestra en relación con su aprehensión psicológica personal ante la aplicación de un procedimiento de electroterapia, mediante el empleo de la Escala de Aprehensión Psicológica Personal (EAPP) por estar validada en el ámbito de conocimiento de la fisioterapia[16]. Los resultados obtenidos de los sujetos participantes en la investigación muestran un valor medio de 25,59±5,315 [15-35], así como una mediana de 26. Estos valores suponen un promedio por debajo del valor central de la escala [15-60] que es 37,5, lo cual supone que podamos afirmar que la utilización como covariante de este valor implica un control de la validez interna del estudio, reduciendo las fuentes de contaminación de la investigación, pudiendo ser útil esta escala para estudios científicos en el campo de la salud en los que se solicite auto-posicionamiento de los sujetos.

En relación con la edad de los sujetos muestrales, ésta comprendía un rango de 27 a 72 años (44,05±13,040), que corresponde con la mayor incidencia del dolor plantar por fascitis que menciona la bilbiografía[17,18].

Con respecto a los valores antropométricos de los sujetos muestrales, debemos señalar que los individuos presentaban un Índice de Masa Corporal (IMC) medio de 26,09±4,304, con un máximo de 38,79 y un mínimo de 18,73. El análisis en función del sexo de los sujetos señala que los hombres presentan un IMC mínimamente más elevado (26,29 ± 0,43) que las mujeres (25,40 ± 4,09); es decir, si interpretamos el IMC en relación con los intervalos descritos por la Organización Mundial de la Salud (OMS), podemos concluir que estamos ante sujetos que presentan ligero sobrepeso [25-30].

Hay que tener en cuenta, respecto a los resultados obtenidos en este estudio, que un 54,5% (12 sujetos muestrales) ha permanecido en bipedestación prolongada en su ocupación laboral durante el tratamiento y también que las horas de actividad física que los sujetos muestrales han llevado a cabo durante el tratamiento ha sido de una media de 5,82±5,28 horas/semana, con un porcentaje de 68,2% de los sujetos que han realizado más de 5 horas por semana de ejercicio físico entre caminar, correr u otro deporte que requería bipedestación, por lo que el tratamiento mediante terapia combinada ha resultado eficaz también en estos sujetos muestrales.

Debido a los resultados tan a corto plazo, este tratamiento supone un ahorro significativo en bajas laborales, con una disminución notable del tiempo de baja. Por otro lado, la vuelta a la actividad deportiva a nivel de deportistas profesionales supondría también un beneficio económico muy importante. Por tanto, creemos que el coste-beneficio de esta técnica de tratamiento es muy positivo.

En referencia a los resultados obtenidos con la aplicación de la terapia combinada en este estudio y ante la ausencia de estudios donde haya sido empleada esta técnica con anterioridad en el tratamiento de este tipo de patología, resulta complicado realizar una comparación por lo que trataremos de compararlo con otros estudios en los que se ha empleado la terapia combinada.

En el estudio de Lee JC et al.[19] en el que se tratan puntos gatillo del trapecio superior mediante terapia combinada, se produce un aumento inmediato de la movilidad del músculo, frente al tratamiento único con ultrasonido o con electroterapia. Si bien en nuestro estudio no se mide la movilidad del músculo, se trata de un estudio en el que se tratan puntos gatillo mediante terapia combinada, obteniéndose resultados estadística y clínicamente significativos.

Respecto al estudio de Romero C.[20], nos parece insuficiente el haber realizado solo 2 sesiones de tratamiento en 10 días, además los parámetros que utiliza son distintos a los nuestros pues usan la AMF de 110 Hz y el ultrasonido en emisión

contínua. En concreto, por lo explicado en los parámetros de la TC, estamos en desacuerdo con el uso de US continuo a una dosis media-alta. Por otra parte, los resultados de este estudio no fueron concluyentes.

Debido a la ya mencionada escasez de evidencia y artículos que hagan referencia a la TC de US y CIF, no podemos más que estar de acuerdo con la revisión de I. Salinas et al.[21] En dicha revisión se propone profundizar en la investigación acerca del tratamiento de los puntos gatillo. Se plantea asimismo la necesidad de realizar comparaciones entre las modalidades de tratamiento, no sólo en cuanto a su efectividad, sino también en cuanto a su eficiencia. Se hace especial hincapié en la necesidad de realizar estudios sobre la terapia combinada ya sea frente a placebo o comparando con otras técnicas, tanto en sujetos sanos como en aquellos con patologías concretas. Por último, comenta que los resultados deberían analizarse no solo inmediatamente después de finalizar el tratamiento, sino también a medio y largo plazo.

Con respecto a la forma de aplicación del ultrasonido en el estudio de Majlesi et al[22], coincidimos en que la aplicación en modo semiestacionario obtiene mejores resultados en el tratamiento de puntos gatillo miofasciales, frente a la aplicación dinámica.

6. Conclusiones

1. La aplicación de terapia combinada propuesta es clínicamente significativa para la reducción del dolor plantar, tras recibir 15 sesiones, medido a través de la Escala Visual Analógica, con una reducción de 6,5 puntos ($p<0.001$) del valor medio en la percepción de la intensidad del dolor y medido a través de algómetro, con un aumento de 4,6 puntos ($p<0.001$) del valor medio en el umbral de dolor a la presión.
2. La disminución del dolor ha sido significativa tras recibir las 5 primeras sesiones de tratamiento, con una reducción de 3 puntos ($p<0.001$) del valor medio en la percepción de la intensidad del dolor medido a través de la Escala Visual Analógica y un aumento de 3,8 puntos del valor medio en el umbral de dolor a la presión medido mediante algómetro.

7. Bibliografía

1. Simons DG, Travell JG, Simons LS. Dolor y disfunción miofascial. El manual de los puntos gatillo. Madrid : Editorial Médica Panamericana.2002.

2. Barrett SJ, O'Malley R. Plantar fasciitis and other causes of heel pain. Am Fam Physician 1999; 59: 2200-2206.

3. Lewit K. Manipulative therapy in Rehabilitation of the Motor System. Butterworths. London. 1985: 284.

4. Michael G. Jenson, MS, PA-C, CPP. Reviewing Approaches to Trigger Point Decompression. Physician Assistant 2002; 12:37-41.

5. Sánchez R, Martínez A, Gómez B, Fraile PA. Fascitis plantar. Tratamiento ortopodológico. Fisioterapia. 2007; 29(2):106-12.

6. Ortiz E.F. Plantalgias medias. Rev Asoc Argent Ortop Traumatol. 1974:176-203.

7. Pilat A. Terpaias miofasciales: Inducción miofascial. McGraw-Hill-Interamericana de España. 2003.

8. Rodríguez JM. Electroterapia en Fisioterapia. Madrid: Médica Panamericana; 2001.

9. Maya J. Tratamiento por medios físicos de los puntos gatillo. En: ONCE, editor. Fisioterapia en el síndrome de dolor miofascial. Madrid: ONCE; 2002. p. 108-42.

10. Argimon JM, Jiménez J. Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 3ª ed. Elsevier. Madrid. 2004.

11. Beauchamp TL, Childress JF. Principios de la Ética Biomédica. Barcelona: Masson; 1997.

12. Levoska S, Keinanen-Kiukaanniemi S, Bloigu R. Repeatability of measurement of tenderness in the neckshoulder region by a dolorimeter and manual palpation. Clin J Pain. 1993; 9:229-35.

13. Price DD, McGrath PA, Rafii A. The validation of visual analogue scales as ratio scale measures in chronic and experimental pain. Pain. 1983; 17: 45-56

14. Price DD. Psychological and neural mechanisms of pain. New York. Raven. 1988.

15. Yarnitsky D, Sprecher E, Zaslansky R. Multiple session experimental pain measurements. Pain. 1996; 67:327-33.

16. Albornoz M, Rebollo J, García R. Escala de Aprehensión Psicológia Personal (EAPP) en Fisioterapia. Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiologia. 2005; 8.

17. Tanz SS. Heel pain. Clin Orthop 1963; 28:169–78.

18. Young CC, Rutherford D, Niedfeldt MW. Treatment of plantar fasciitis. Am Fam Physician 2001; 63: 467-74. (2): 77-87.

19. LeeJC, Lin DT, Hong CZ. The effectiveness of simultaneous thermotherapy with ultrasound and electrotherapy with combined AC and DC current on the immediate pain relief of myofascial trigger points.Journal of Musculoskeletal Pain. 1997; 5: 81–90.

20. Romero C. Terapia combinada frente a electroacupuntura en punto gatillo latente de infrespinoso. 2007. Disponible en: [gaptalavera.Sescam.Jccm.es]

21. Salinas I, Moreno C, Velasco O, Aguiló A. Terapia manual y terapia combinada en el abordaje de puntos gatillo: revisión bibliográfica. Fisioterapia 2009;31(1):17-23.

22. Majlesi J, Unalan H. High-power pain threshold ultrasound technique in the treatment of active miofascial trigger points: a randomized, double-blind, case-control study. Arch phys Med Rehabil. 2004; 85:833-6.

-

ALTERACIONES BIOMECÁNICAS CPMO FACTOR INTRÍNSECO EN LA PATOMECÁNICA DEL PIE DIABÉTICO

Dra. María Reina Bueno. Profesora del Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla.

Carmen Vázquez Bautista. Podóloga de Apoyo a la Docencia y a la Investigación. Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla.

Según la OMS se define el Pie Diabético como la presencia de ulceración, infección y/o gangrena del pie asociada a la neuropatía diabética y diferentes grados de enfermedad vascular periférica, resultados de la interacción compleja de diferentes factores inducidos por una hiperglucemia mantenida. En la patomecánica del pie diabético podemos distinguir como factores predisponentes la arteriopatía y la neuropatía, como factores desencadenantes los traumatismos y las alteraciones biomecánicas y como factor agravante la infección. Dentro de las alteraciones biomecánicas que tienen un papel decisivo en la patomecánica del pie diabético distinguimos las deformidades, limitación de la movilidad y aumento de la presión plantar.

Las alteraciones biomecánicas se consideran un factor de riesgo para el pie diabético. Existen muchas referencias de la influencia de estos factores en la aparición de úlceras. En este trabajo realizamos una revisión bibliográfica sobre la las alteraciones biomecánicas y el pie diabético. Es importante que como podólogos sepamos diagnosticar y tratar estas afecciones en los diabéticos para prevenir la aparición de úlceras y como parte fundamental del tratamiento de las mismas para evitar complicaciones.

CAMBIOS BIOMECÁNICOS EN LA IAMTF CONSECUENTES AL USO DE TACÓN ALTO EN LA DINÁMICA DE LA MARCHA: ESTUDIO ELECTROMAGNÉTICO

Autores:

-Rubén Sánchez Gómez[1].,

-Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo[2].,

-M. Ruth González Gutierrez[3].,

-M. Elena Losa Iglesias[4].

1.- Doctor por la Universidad Rey Juan Carlos. Profesor coordinador de la Universidad Europea de Madrid. em@il: rusago_@hotmail.com telf.. contacto: **646423135**

2.- Doctor por la Universidad de Alcalá de Henares. Profesor titular de la Universidad Complutense de Madrid. em@il: ribebeva@teleline.es

3.- Diplomada en Podología por la Universidad Alfonso X el Sabio. Podóloga Mapfre. em@il: monicaruth81@hotmail.com

4.- Doctora por la Universidad de Oviedo. Profesora titular de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid. em@il: marta.losa@urjc.es

5.- Doctor por la Universidad de A´Coruña. Profesor titular de la Universidad de A´Coruña. em@il: daniellopez@udc.es

Introducción

Los efectos perjudiciales del zapato de tacón alto en los pies son de sobra conocidos por las propias usuarias, pero los efectos biomecánicos que de manera independiente provoca el tacón, sin tener en cuenta la puntera estrecha de la que normalmente se ven acompañados, son desconocidos aún a nivel científico.

El propósito de este estudio fue medir las desviaciones que de manera independiente sufren la falange proximal del hallux (FPH) y el primer metatarsiano (IMTT) en los tres planos del espacio, con la adición de diferentes alturas de tacón (0, 3cm, 6cm y 9cm) en un zapato libre de puntera, en dinámica, usando un dispositivo electromagnético para medir dichos grados de desviación.

Marco teórico

Fue en el año 1894 cuando Emerich Ullmann habló por primera vez del Hallux Abductus Valgus (HAV)[1], aunque fue Robert F. Weir quién años más tarde lo definió como la desviación de la falange proximal del hallux (FPH) en abducción y en valgo, así como a veces del I metatarsiano (I MTT).

Se sabe que la etiología del HAV es multifactorial y que poseé factores intrínsecos y extrínsecos que lo desarrollan[2-8]. La biomecánica es el factor intrínseco que explica su formación. La IAMTF soporta ella sola el 80% del peso corporal en la fase de despegue de talón y ello la hace más vulnerable a las deformidades biomecánicas[3]. La hiperpronación[4] es uno de los factores más importantes que influyen en el desequilibrio biomecánico de la IAMTF. Existen otros factores coadyuvantes tales como la debilidad de tejidos blandos (ligamento de spring[5], fallo del mecanismo Windlass[6]), o la hipermovilidad del I radio[7], que favorecerán la desviación articular de de la FPH con respecto al I MTT.

Frey et al[8-15] y otros autores postreros han afirmado que el uso de un calzado estrecho es el responsable de producir deformidades tales como HAV[14-17], dedos en martillo y bunions[15]. Sin embargo, Mann et al en 1992[18] lanzaron se preguntaron si podrían existir otras causas relacionadas con el zapato pero diferentes al uso de puntera estrecha que adujeran al HAV.

En la actualidad no está claro el efecto que tiene el tacón alto a nivel de la IAMTF, sino tan sólo a nivel de la mineralización ósea[19], de la estabilidad[20], de las presiones plantares[21] o de los cambios en el centro de masas y el movimiento del retropie[22].

Objetivos

El objetivo de este estudio es averiguar cómo afecta la altura del tacón a la desviación de la FPH y del I MTT en los tres planos del espacio en la dinámica de la marcha, sin tener en cuenta la puntera del zapato, para observar si se produce algún movimiento precursor del HAV, entendiendo por HAV aquella alteración en la IAMTF que cursa con desviación de la FPH en abducción con respecto al I MTT mayor a 15º y un aumento del PASA mayor a 6º[23] así como un aumento del valgo. Así mismo, el HAV también presenta una desviación en adducción del I MTT con respecto al II MTT mayor a 9º y valgo del mismo.

Hipótesis

La altura del tacón influye en la desviación de la IAMTF, favoreciendo la formación de HAV conforme se aumenta la altura del mismo.

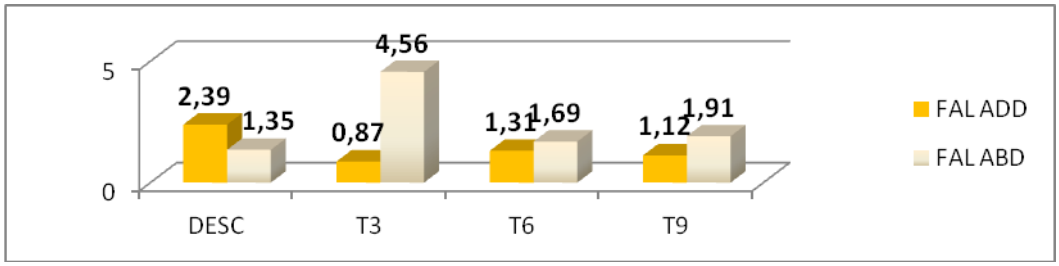
Resultados

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1

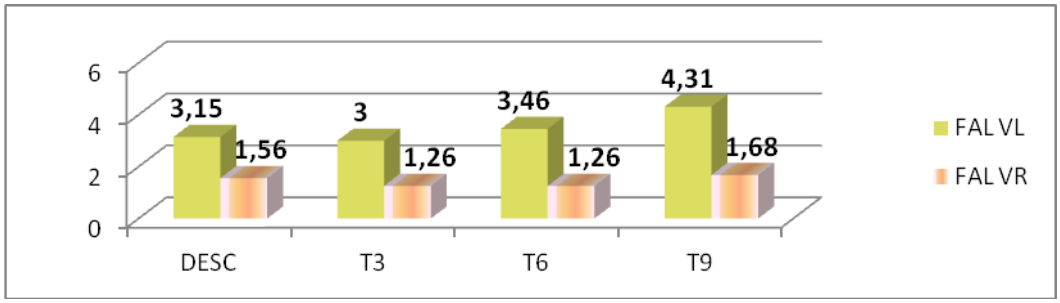
DINAMICA	DESC	T3	T6	T9
FAL ADD	2,39±0,13	0,87±0,15	1,31±0,147	1,12±0,19
FAL ABD	1,35±0,28	4,56±0,50	1,69±0,30	1,91±0,24
FAL FP	8,89±0,48	4,66±0,10	8,87±0,48	2,25±0,21
FAL FD	1,97±0,39	1,67±0,20	1,97±0,22	1,56±0,27
FAL VL	3,15±0,10	3±0,11	3,46±0,05	4,31±0,04
FAL VR	1,56±0,33	1,26±0,27	1,26±0,22	1,68±0,29
MTT ADD	4,97±0,36	1,42±0,35	2,51±0,3	2,25±030
MTT ABD	1,89±0,17	0,76±0,10	1,04±0,08	2,01±0,14
MTT FP	38,30±3,38	35,06±1,99	36,13±2,67	44,88±1,40
MTT FD	0,97±0,15	0,83±0,10	0,86±0,13	0,81±0,14
MTT VL	3,94±0,28	2,88±0,10	3,70±0,13	3,60±0,08
MTT VR	3,92±0,19	1,11±0,21	1,08±0,15	2,27±0,26

Tabla 1.- Grados de movimiento con la desviación estándar obtenidos por la falange proximal del hallux (FAL) y el I metatarsiano (MTT) con la adición de las diferentes alturas de tacón (DESC: descalzo, T3: tacón 3cm, T6: tacón 6cm, T9: tacón 9cm). ADD.- aducción; ABD.- abducción; FP.- flexión plantar; FD.- flexión dorsal; VL.- valgo; VR.- varo.

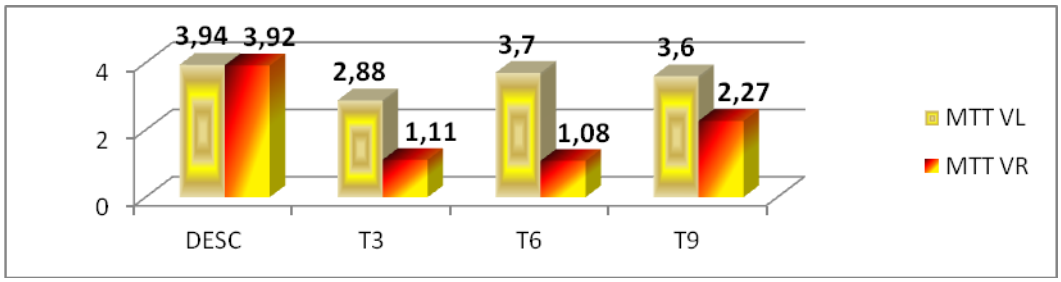
Se muestran las gráficas de las variaciones más representativas surgidas en el estudio:



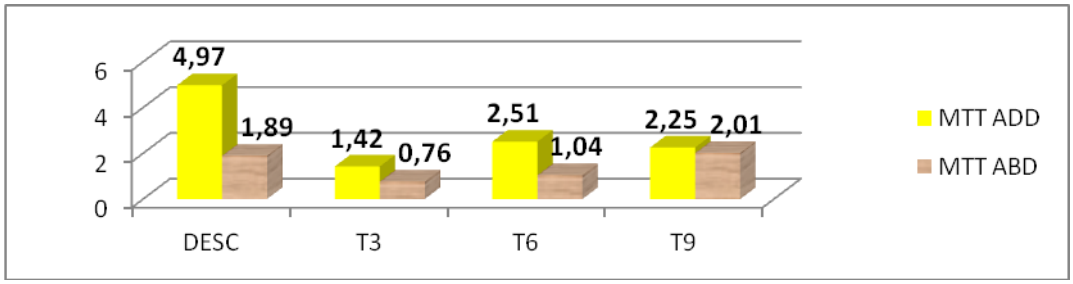
Gráfica 1.- mayor predominio de la abducción de la FPH, sobre todo con el tacón de 3cm ($p<0,05$)



Gráfica 2.- mayor predominio de valgo en la FPH, que aumenta conforme aumentamos la altura del tacón (p<0,001)



Gráfica 3.- mayor predominio de valgo del IMTT con los tres tipos de tacón (p<0,001)



Gráfica 4.- pequeño predominio de la adducción del I MTT sobre la abducción (p<0,05), aunque ambos movimientos, con la altura del tacón, disminuyen.

Discusión

Según la bibliografía, el "juanete" o HAV es la patología del pie que presenta una desviación de la FPH en valgo y abducción y una deformidad del I MTT en adducción[4,5,7,8,23,27,35]. Todos los autores[10,11,15,16] que hablan del calzado y su relación con el HAV lo relacionan con la puntera estrecha. Según nuestros resultados en dinámica, podemos afirmar a partir del **tacón de 3cm** se produce un aumento del valgo y abducción de la FPH así como un aumento valgo del IMTT, concluyendo que el zapato de tacón promueve el inicio de la deformidad, como hipotetizó Mann et al en el año 1992[18].

Saltzman[14], Arinci et al[17], Eustace et al[36] y Shereff[37] afirmaron que era la falange proximal la que sufría un disbalance muscular y que era ella la que de manera retrógrada empujaba en sentido distal-proximal al metatarsiano hacia la deformidad en adducción; Hicks[6] afirmó que los ligamentos capsulares mediales de la IAMTF eran sometidos a una mayor tensión, que mantenida en el tiempo aducían a una laxitud extra que favorecería la desviación de la falange proximal, la hipermovilidad y por tanto la confirmación y el establecimiento del HAV. Según nuestros resultados, podemos destacar que la FPH se desvía en los dos planos del espacio descritos para que haya HAV, es decir, en valgo y en abducción, así como el IMTT, que aunque lo hace en valgo y en adducción, presenta una disminución de ambos movimientos con la adición de la altura del tacón. Se necesitan más estudios para aclarar esta reducción de la movilidad del I MTT así como para poder determinar cuál de las dos estructuras óseas se desvía primero o si es una deformidad concomitante de ambos segmentos óseos.

Conclusiones

Se demuestra que a mayor altura de tacón en dinámica, mayor desviación en valgo y abducción sufre la FPH y en valgo y aducción del I MTT. Por tanto, independientemente de la puntera que tenga el calzado, queda patente el riesgo que existe de desviación de estos segmentos óseos; dicho riesgo, unido a otros factores biomecánicos del paciente, desencadenarán irremediablemente la patología de Hallux Abductus Valgus.

Bibliografía

1.- Robert F. Weir The Operative Treatment of Hallux Valgus. New York Surgical Society. 1897; 444-53.

2.- Wolff J. The classic: on the inner architecture of bones and its importance for bone growth. 1870. Clin Orthop Relat Res. 2010; 468(4): 1056-65.

3.- McBride ID, Wyss UP, Cooke TD, Murphy L, Phillips J, Olney SJ. First metatarsophalangeal joint reaction forces during high-heel gait. Foot Ankle. 1991; 11(5): 282-8

4.- Root ML, Orien WP, Weed H. Normal and abnormal function of the foot. In: Clinical Biomechanics. Vol. II. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977

5.- Mann RA, Coughlin MJ. Hallux Valgus: etiology, anatomy, treatment and surgical considerations. Clin Orthop Relat Res. 1981; 157: 31-41

6.- Hicks JH. The mechanics of the foot. Part I: the joints. Journal Anatomics. 1953; 87: 345-57

7.- Faber FW, Kleinrensink GJ, Mulder PG, Verhaar JA. Mobility of the first tarsometatarsal joint in hallux valgus patients: a radiographic analysis.Foot Ankle Int. 2001; 22(12): 965-9

8.- Nix S, Smith M, Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis. J Foot Ankle Res. 2010; 3:21

9.- Hoffman P. A comparative study of the feet of barefooted and shoe-wearing peoples. Am J Orthop Surg. 1905; 3: 105-12

10.- Menz HB, Morris ME, Lord SR. Footwear characteristics and risk of indoor and outdoor falls in older people. Gerontology. 2006; 52(3): 174-80

11.- Corrigan JP, Moore DP, Stephens MM. Effect of heel height on forefoot loading. Foot Ankle. 1993; 14(3): 148-52

12.- Owoeye BA, Akinbo SR, Aiyegbusi AL, Ogunsola MO. Prevalence of hallux valgus among youth population in Lagos, Nigeria. Niger Postgrad Med J. 2011;1 8(1): 51-5

13.- Wallace WA. Predicting hallux abductus valgus. J Am Podiatr Med Ass. 1990; 80(9): 509-510

14.-Saltzman CL, Aper RL, Brown TD. Anatomic determinants of first metatarsophalangeal flexion moments in hallux valgus. Clin Orthop Relat Res. 1997; 339: 261-9.

15.- Frey C. Foot health and shoewear for women. Clin Orthop Relat Res. 2000; 372: 32-44.

16.- Ashizawa K, Kumakura C, Kusumoto A, Narasaki S. Relative foot size and shape to general body size in Javanese, Filipinas and Japanese with special reference to habitual footwear types. Ann Hum Biol 1997; 24(2): 117-29

17.- Arinci I˙ncel, Genc H, Erdem HR, Yorgancioglu ZR. Muscle Imbalance in Hallux Valgus Am. J. Phys. Med. Rehabil. 2003. 82(5): 345-349.

18.- Mann RA, Coughlin MJ. Surgery of the foot and ankle. 6th ed. Vol 1. St Louis: CV Mosby; 1992.

19.- Glassy CM, Glassy MS, Guggenheim C. Relationship between self-reported high-heeled shoe use and bone mineral density using quantitative ultrasound at a community health fair. Clin Rheumatol. 2012 Sep 16. (epub ahead of print)

20.- Gerber SB, Costa RV, Grecco LA, Pasini H, Marconi NF, Oliveira CS. Interference of high-heeled shoes in static balance among young women. Hum Mov Sci. 2012 Oct;31(5):1247-52. doi: 10.1016/j.humov.2012.02.005. Epub 2012 Jun 27.

21.- Nyska M, McCabe C, Linge K, Klenerman N. Plantar Foot Pressures During Treadmill Walking with High-Heel and Low Heel Shoes. Foot Ankle Int. 1996; 17(11): 662-6.

22.- Snow RE, Williams KR. High Heel Shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion and ground reaction forces. Arch Phys Med Rehabil.1994; 75(5): 568-76

23.- Piqué-Vidal C, Vila J. A geometric analysis of hallux valgus: correlation with clinical assessment of severity. J Foot Ankle Res. 2009; 2:15

24.- Nawoczenski DA, Ludewig PM. The effect of forefoot and arch posting orthotic designs on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait. J Orthop Sports Phys Ther. 2004; 34(6): 317-27.

25.- Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The midtarsal joint locking mechanism. Foot Ankle Int. 2005; 26(12): 1074-1080.

26.- Transberg R, Karlsson D. The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study. Clin Biomech. 1998; 13(1): 71-76.

27.- Nawoczenski D, Aumhauer J, Umberger B. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. J Bone Joint Surg Am. 1999; 81(3): 370-6.

28.- Halstead J, Redmon AC. Weight-Bearing passive dorsiflexion of the hallux in standing is not related to hallux dorsiflexion during gait. J Orthop Sports Phys Ther. 2006; 36(8): 550-6

29.- Hong W-H, Lee Y-H, Chen H-C, Pei Y-C, Wu C-Y. Influence of Heel Height and Shoe Insert on Comfort Perception and Biomechanical Performance of Young Female Adults During Walking. Foot Ankle Int. 2005; 26(12): 1042-48.

30.- Johanson MA, Allen JC, Matsumoto M, Ueda Y, Wilcher KM. Effect of heel lifts on plantarflexor and dorsiflexor activity during gait. Foot Ankle Int. 2010; 31(11): 1014-20.

31.- Cowley EE, Chevalier TL, Chockalingam N. The effect of heel height on gait and posture: a review of the literature. J Am Podiatr Med Assoc. 2009; 99(6): 512-8.

32.- Van Gheluwe B, Dananberg H.J, Hagman F, Vanstaen K. Effects of Hallux Limitus on Plantar Foot Pressure and Foot Kinematics During Walking. J Am Podiatr Med Ass. 2006; 96(5): 428-36.

33.- Ramanathan AC, John MC, Cochrane AL, Abboud RJ. The effects of off-the-shelf in-shoe heel inserts on forefoot plantar pressure. Gait Posture. 2008; 28(4): 533-7.

34.- Buell T, Green DR, Risser J. Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion. J Am Podiatr Med Assoc. 1988; 78(9): 439-48.

35.- Dietze A, Bahlke U, Martin H, Mittlmeier T. First ray instability in hallux valgus deformity: a radiokinematic and pedobarographic analysis. Foot Ankle Int. 2013; 34(1):124-30.

36.- Eustace S, O'Byrne J. Stack J, Stephens MM. Radiographic features that enable assessment of first metatarsal rotation. Part I: the role of pronation in hallux valgus. Skeletal Radiol. 1992; 24(3): 133-6.

37.- Shereff MJ Pathophysiology, anatomy, and biomechanics of hallux valgus. Orthopaedics 1990; 13(9): 945-50.

VALORACION DE LA COHERENCIA ENTRE LOS DATOS CLINICOS Y LAS TECNICAS OBJETIVAS DE ANALISIS BIOMECANICOS EN ATLETA CON TENDINITIS INSERCIONAL DEL TIBIAL POSTERIOR Y HALLUX LIMITUS ESTRUCTURAL

Autores:

-Pascual Gutiérrez, Roberto

-López Ros, Paloma

-Serrano Martínez, Javier

-López del Amo, Andrés

-Canto Núñez, Luis

Objetivos:

1. Valorar la coherencia existente entre los datos de la exploración biomecánicas y los resultados objetivos de las técnicas de análisis de movimientos humanos.
2. Interpretar los resultados obtenidos en la plataforma de presiones para el diagnóstico clínico y el abordaje terapeútico.
3. Analizar el gesto deportivo sobre cinta de marcha en comparando descalzo, y calzado con y sin tratamiento.

Resumen

La mecánica del primer radio ha sido perfectamente estudiada y desarrollada tanto a nivel científico como clínico, por medio de maniobras clínicas de análisis activas y pasivas. La aplicación de técnicas de análisis de movimientos humanos nos debe facilitar y permitir completar el diagnóstico clínico en aquellos pacientes que presenten algún tipo de alterción patomecánica.

En el presente trabajo se presenta un caso clínico de un atleta con sintomatología de tendinitis insercional del tibial posterior y hallux limitus estructural, a través del cual, se valora la coherencia de los resultados de las maniobras clínicas básicas con las técnicas de análisis biomecánicas más comunes como son la baropodometría en estática, dinámica y en carrera comparado sin tratamiento y con dos tipos de tratamiento en función de la densidad del material y del grado de control de pronación que ejerce cada tipo de tratamiento.

Palabras clave.

Hallux limitus estructural, baropodometría, tratamiento ortopédico..

Abstract.

The mechanics of the first ray has been well studied and developed both scientific and clinical by clinical maneuvers through active and passive analysis. The technical implementation of human motion analysis and allow us to provide complete clinical diagnosis in patients who present some kind of alterción pathomechanics.

In this paper we present a case of an athlete with symptoms of posterior tibial insertional tendinitis and structural hallux limitus, through which, we evaluate the consistency of the results of basic clinical maneuvers with biomechanical analysis techniques common such as the baropodometry in static, dynamic and career without treatment compared with two types of treatment based on the material density and the degree of pronation control exerted by each type of treatment.

Key words

Hallux limitus structural baropodometry, orthopedic treatment.

Caso Clínico

Paciente de sexo masculino de 38 años, que acude a consulta para la realización de estudio biomecánico y análisis de la carrera. Refiere, en la actualidad, un cuadro clínico doloroso con presencia de lesiones inflamatorias a nivel lateral de la pierna sobre el recorrido de los peroneos y en la cara interna de las piernas. Los antecedentes podológicos referidos por el paciente revelan hace dos años el diagnóstico clínico y tratamiento de periostitis tibial, por medio ortesis plantar de EVA de densidad media de control leve de la pronación y tratamiento fisioterapéutico. Tras la resolución de este cuadro clínico, el posterior aumento de la actividad deportiva produce en el paciente una sobrecarga de tibiales y gastrocsoleo tratado por medio de cambio de plantillas

ortopédicas de resinas de doble densidad con control medio de la pronación. En la actualidad, lleva 15 días sin actividad deportiva, pero en el caso de realizarla el paciente refiere que a partir de los 5km se observa la presencia de “bultos” sobre la cara lateral de ambas piernas asociado a disminución de la sensibilidad de la columna externa del pie. La actividad deportiva que realiza en la actualidad es atletismo de forma amateur sobre asfalto y tierra, con una carga sobre los 5 o 6 kilómetros al día a una media de 5,40 minutos/kilómetro.

El paciente utiliza bota de seguridad en el trabajo y para la práctica deportiva zapatilla de control leve de pronación tipo Ascis GT2000 recomendada por tienda deportiva.

La valoración en carga muestra el hombro izquierdo más alto con la espinas iliacas niveladas con test de Adams no flexible. El componente mecánico revela datos clínicos de pronación con el eje de la subastragalina medializado, más el izquierdo, con Foot Posture Index de +8 en el derecho y +10 en el izquierdo, con test de Jack positivo con alta resistencia y bloqueo articular de la metatarsofalángica del hallux, test de resistencia a la supinación medio en el derecho y alto en el izquierdo, test de pronación máxima positivo y test de Hinterman negativo a nivel bilateral. La valoración del tibial posterior revela una maniobra de puntillas (Heel Rise test) bilateral negativa y unilateral positiva de forma más clara en el izquierdo pero sin sintomatología, test de elongación del tibial posterior negativa bilateral.

La valoración articular revela un componente de equino de la cadena muscular posterior con metatarsus primus elevatus y limitación ósea de la flexión dorsal de la metatarsofalángica del hallux a partir de los 20 grados. La palpación del miembro inferior revela puntos dolorosos sobre la inserción del tibial posterior (más marcado en el izquierdo) y en el tendón del tibial posterior y vientre muscular del sóleo. El balance muscular del miembro inferior no revela déficit muscular.

La valoración clínica de la marcha muestra un marcado acortamiento de la fase de apoyo de talón (FAT) y fase de apoyo medio (FAM) con tendencia a la pronación de la subastragalina en las fases iniciales con disminución de la fase de despegue digital (FDD), y apoyo excesivo de la columna externa (M5) en la fase de despegue digital. Marcha con tendencia a la aducción (intoeing), más marcada en la FAM y FDD.

Se adjunta informe de baropodometría en estática y dinámica.

Diagnóstico: signos y síntomas compatibles con pie plano por equino de gastrocsoleo asociado a hallux limitus estructural y marcha en aducción.

Tratamiento:

Objetivos de tratamiento:

1. Control del exceso de pronación de la subastragalina.
2. Abrir ligeramente el ángulo de progresión de la marcha.
3. Retrasar la evolución del hallux limitus estructural.

Plan de tratamiento: ortesis confeccionada sobe espuma fenólica en semicarga con ligera torsión tibial externa para el control de la pronación de la subastragalina. Plantilla de polipropileno de 4mm con medial heel skive de 3mm a 15 grados en el izquierdo y 4mm a 15 grados en el derecho, con cazoleta media y gait plate externo y aleta interna bilateral. Control a los 3 y 6 meses para valoración del estado articular de la metatarsofalángica del hallux.

Bibliografia

1. Pomeroy,G.C.; Pike,R.H.; Beals,T.C.; Manoli,A.: Acquired Flatfoot in Adults Due to Dysfunction of the Posterior Tibial Tendon. *J.Bone and Joint Surg.*, 81-A: 1173-1182, 1999.
2. Myerson MS. Adult acquired flatfoot deformity. Treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. J Bone Joint Surg. 1996, 78(A):780-92.
3. Gluck G, Heckman D, Parekh S. Tendon Disorders of the Foot and Ankle, Part 3 : The Posterior Tibial Tendon. *Am J Sports Med* 2010 38: 2133.
4. Kohls-Gatzoulis J, Woods B, Angel JC, Singh D. The prevalence of symptomatic posterior tibialis tendon dysfunction in women over the age of 40 in England. J Foot Ankle Surg. 2009; 15: 75-81

5. Mosier SM, Pomeroy G, Manoli A II. Pathoanatomy and etiology of posterior tibial tendon dysfunction. Clin Orthop Rel Res.1999; 365: 12-22.
6. Kulig K, Reischl SF, Pomrantz AB, Burnfield JM, Mais-Requejo S, Thordarson DB, Smith RW. Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercises: a randomized controlled trial. Phys Ther. 2009; 89: 26-37.
7. Kulig K, Burnfield JM, Reischl SF, Requejo SM, Blanco CE, Thordarson DB. Effect of foot orthoses on tibialis posterior activation in persons with pes planus. Med Sci Sports Exerc.
8. 2005; 37: 24-9.
9. Álvarez RG, Marini A, Schmitt C, Saltzman CL. Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program. Foot Ankle Int. 2006; 27: 2-8.
10. Bowring B, Chockalingam N. Conservative treatment of tibialis posterior tendon dysfunction—A review, The Foot, 2010; 20: 18-26.
11. Bowring B, Chockalingam N. A clinical guideline for the conservative management of tibialis posterior tendón dysfunction, The Foot, 2009; 19: 211-17.
12. Lee MS, Vanore JN y cols. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. J Foot Ankle Surg. 2005, 44(2): 78-113.
13. Richie DH. Clearing up the confusion over posterior tibialis tendon dysfunction. Podiatry Today. 2001, 14(12): 38-44.
14. Richie DH. A new approach to adult acquired flat foot. Podiatry Today. 2004, 17(5): 32-46.
15. Hinterman B, Sommer C, Nigg BM. Influence of ligament transection on tibial and calcaneal rotation with loading and dorso-plantar flexion. Foot and Ankle Int. 1995; 16(9): 567-71.
16. Gerderman WM, Johnson JE. Posterior tibial tendón dysfunction. J Orthop Sports Physical Therapy. 2000; 30(2): 68-77.
17. Chao W y cols. Non-operative treatment of posterior tibial dysfunction. Foot and Ankle nt. 1996; 17: 736-41.
18. Stacoff A, Quervan I, DetTwyler M, Wolf P, List R, Ukelo T, Stussi E. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. Foot. 2007, 17: 143-53.

PROTOTIPADO DEL SOPORTE PLANTAR PARA BAILE FLAMENCO/CALZADO DE TACÓN

Autores:

-Dr. José Manuel Castillo López. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.

-Dr. Pedro V. Munuera Martínez. Dpto. Podología. Universidad de Sevilla.

-Dr. Alfonso Vargas Macías. Centro de Investigación Telethusa.

Resumen:

El baile flamenco requiere unas exigencias músculo-esqueléticas comparables a las de cualquier disciplina deportiva de alto rendimiento (Calvo JB. *La medicina de la da*nza. 1988: 35. Vargas A. *El baile flamenco: Estudio descriptivo, biomecánico y condición física*. 2005: 235-237). Además, hay que tener en cuenta que el pie es el instrumento musical y principal elemento de creación artística, con lo que podemos hacernos una idea de la importancia del uso de soportes plantares específicos (plantillas) que respondan a las necesidades y particularidades de esta disciplina dancística. Elemento específico que hasta ahora no se había diseñado aplicado a este fin. Recientemente, el Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, ha publicado el artículo: *La salud laboral en el arte flamenco.* Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Nota Técnica de Prevención- 756. De Nogareda S, Salas C y Parra JM. En esta publicación, se declara al colectivo artístico flamenco colectivo de alto riesgo.

La cantidad de zapateados por minuto en un baile de 6 minutos de duración es de 1400 (Vargas A. 2005), lo que implica la generación de picos de impacto que puede influir sobre las estructuras ósteo-articulares y músculo-tendinosas del miembro inferior y pies (Bejjanni FJ, Halpem N, Pio A, Domínguez R, et al. *Musculoskeletal Demands on Flamenco Dancer: A Clinical and Biomechanical Study*. 1988: 252-63. Calvo JB, Gómez Pellizco. *Flamenco Dance Injuries. The Spanish Experience*. 2000). En relación a esto, hay que apuntar que, según los datos que hemos obtenidos en un estudio reciente sobre una muestra de 44 bailaoras profesionales, más del 71% de las bailaoras sufren dolor en los pies, durante o después de la actividad. El 85,2% de la población, presentan sobrecargas metatarsales en los pies. Y el 76,8% de la muestra presenta deformidades dígito-metatarsales (*Repercusiones podológicas del baile flamenco femenino. Utilidad de los materiales de última generación en la absorción del impacto*.

Universidad de Sevilla, Agencia Andaluza del flamenco. 2010). Muchos de ellos relacionados con problemas por hiper-presión en la zona metatarsal (HAV, garras digitales, etc.). De ahí la necesidad de asociar al propio calzado específico unas plantillas con una adecuada capacidad de absorción del impacto y de características termoadaptables, con lo que se puede equilibrar el desarrollo de las presiones plantares y disminuir sobrecargas metatarsales.

Se presenta un soporte plantar (plantillas), diseñado a medida y/o estandarizable, para la práctica del baile flamenco femenino y masculino, adaptables también al calzado de baile flamenco tipo bota, así como a otros bailes y calzado de tacón, que aporta una específica adecuación de sus características a las funciones y necesidades de esta disciplina dancística y el pie. El proceso de adaptación si el sujeto presenta alteraciones podológicas, por técnica directa al pie, y las características de los materiales (materiales termoconformables, resistentes y de gran capacidad de absorción del impacto), hacen que estos soportes plantares estén especialmente indicados para el flamenco. En su diseño y confección nos hemos encontrado con los siguientes problemas:

- El reducido espacio del que disponemos dentro del calzado.
- El tacón, que condiciona una determinada angulación del calzado con respecto al suelo, y por lo tanto una situación de desequilibrio del pie y de la misma plantilla.
- La incongruencia entre la morfología del pie y el calzado en algunos casos.
- La rigidez, dureza y falta de amortiguación de las zonas destinadas al impacto.

Estas dificultades se superan gracias a la adaptación de las nuevas tecnologías en el campo de la ortopodología, en el moldeo, diseño y confección de soportes plantares. El uso de materiales de un grosor mínimo con las mejores prestaciones en cuanto a confortabilidad y capacidad de absorción del impacto. Es evidente la relevancia que puede tener este soporte plantar específico, en el campo de la salud del pie, en la terapéutica y en la prevención de deformidades, y en el campo estrictamente profesional y artístico, en el propio rendimiento del bailaor o bailaora.

Las reivindicaciones y características del Soporte Plantar para baile flamenco son las siguientes:

Reivindicación Principal:

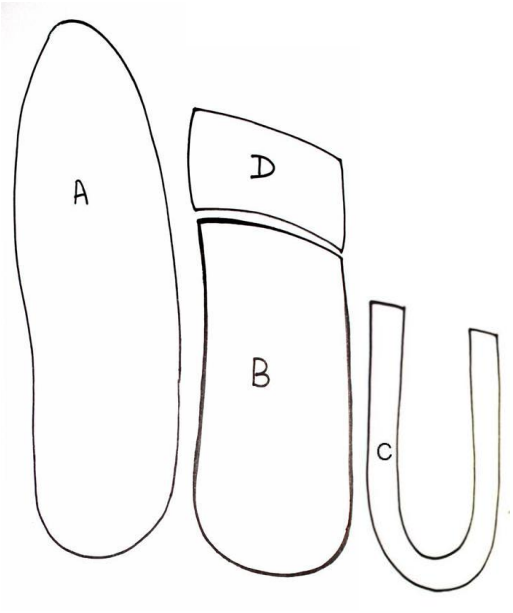
- El soporte plantar para baile flamenco, está diseñado para uso en el baile flamenco masculino y femenino, y se puede aplicar a otros calzados de otras disciplinas, como el calzado para baile de salón, y calzado de tacón. Los materiales utilizados, su diseño, y metodología de adaptación en su caso, disminuyen el impacto en la zona metatarsal y aportan estabilidad y confort al pie.

Reivindicaciones secundarias:

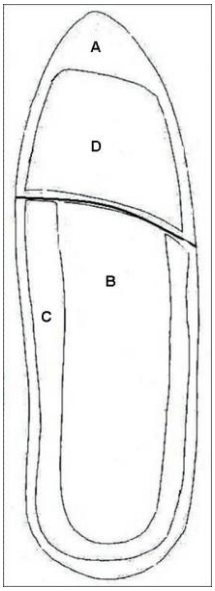
- El elemento A, en contacto con toda la superficie plantar a modo de cubierta, se confecciona con Roval foam®, o en su caso cualquier espuma de polietileno de características similares, de entre 10 y 40 Shore-A de dureza y al menos 2 mm. de grosor. Este elemento se une a la base (elemento B) con cola de contacto o por termo-fusión y cola de contacto. Su característica de adaptación al apoyo metatarsal, por el uso y/o por calor, permite que tenga efecto de descarga selectiva y equilibrado del apoyo plantar en antepié.
- El elemento B (refuerzo del soporte plantar), confeccionado de Ortoresin® de al menos 1,5 mm. o de resinas similares de uso en ortopodología, ocupa la zona de retropié y mediopié hasta la línea retrocapital (justo por detrás del apoyo de las articulaciones metatarso-falángicas). Es el elemento de base de la plantilla, el refuerzo, que por sus características de termo-adaptación a temperatura tolerable para el hombre y de resistencia, permite la adaptación a la morfología y correcciones biomecánicas que requiera el pie, por parte del podólogo, en caso de que el sujeto presente alteraciones biomecánicas en los pies. Sobre el mismo irá pegado a nivel dorsal o superior el elemento A, y a nivel plantar el elemento C.
- El elemento C, del mismo material (Ortoresin® de al menos 1,5 mm. o de resinas similares), sirve de refuerzo del soporte plantar. En forma de “U” refuerza la plantilla a nivel posterior, medial y lateral.
- El elemento D, confeccionado de Shockicel® de 1,5 mm o de materiales de similar composición de al menos 1.5 mm., se coloca pegado bajo la cubierta en el apoyo de las cabezas metatarsales y dedos, disminuyendo progresivamente en grosor, desde la línea retrocapital hasta el límite distal del soporte plantar. A

modo de banda metatarsal, es el elemento de absorción del impacto y amortiguación de la plantilla en la zona plantar de antepié (metatarso y dedos).

Visión plantar de los elementos del soporte plantar para baile flamenco (plantilla para pie izquierdo):



- Visión plantar de los elementos unidos (para pie izquierdo):



Fuentes Documentales:

-Bejjanni FJ, Halpem N, Pio A, Domínguez R, et al. *Musculoskeletal Demands on Flamenco Dancer: A Clinical and Biomechanical Study*. Foot Ankle 1988; 8 (5): 252-63.

-Calvo JB. *La medicina de la da*nza. JANO. 1988; 35 (838): 94.

-Calvo JB, Gómez Pellizco. *Flamenco Dance Injuries. The Spanish Experience*. 2000.

-Castillo JM et al. *Patologías podológicas en la bailaora de flamenco profesional*. Póster Científico. 41 Congreso Nacional de Podología: Gijón; 2010.

-Castillo JM, Pérez J, Algaba C. *Estudio preliminar. Patologías digitales más frecuentes en el pie de la bailaora de flamenco.* Revista del Centro de Investigación del Flamenco Telethusa. 3 (3); 2010: 15-19.

-Nogareda S. Salas C Parra JM. *La salud laboral en el arte flamenco.* Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Nota Técnica de Prevención- 756.

-Quer A, Pérez E. *El Pie en el Flamenco*. El Peu. 2004; 24 (1):8-14.

-Vargas A. *El baile flamenco: Estudio descriptivo, biomecánico y condición física*. [Tesis Doctoral]. Cádiz: Universidad de Cádiz; 2005.

- Castillo JM et al. *Repercusiones podológicas del baile flamenco femenino. Utilidad de los materiales de última generación en la absorción del impacto.* Universidad de Sevilla-Agencia Andaluza del Flamenco; 2011.

ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LOS MIEMBROS INFERIORES EN EL BAILE FLAMENCO. TRABAJO DE REVISIÓN

Autores:

-Alfonso Vargas Macías, PhD. (vargas@flamencoinvestigacion.es)

Centro de Investigación flamenco Telethusa, Cádiz, España.

Departamento de Educación física y salud, Universidad Internacional de la Rioja. Logroño, España.

-José Manuel Castillo López, PhD.

Departamento de Podología, Universidad de Sevilla. Sevilla, España.

-Sebastián Gómez Lozano, PhD.

Departamento de la Actividad Física y el Deporte, Universidad Católica San Antonio de Murcia. Murcia, España.

-Viviana Zito, PhD.

Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università di Bari, Italia.

Introducción

El baile flamenco es una actividad física que requiere grandes demandas de esfuerzo similares a otros tipos de danzas y equiparables a deportes de élite[1]. Al igual que los deportistas, los bailaores profesionales tienen un alto nivel de probabilidad de sufrir lesiones como consecuencia de la práctica reiterada de su actividad[2-4]. Durante el baile, se realiza una media de 240 zapateados por minuto[1], que alcanzan hasta los 3,64 m/s de velocidad[5], de manera que los miembros inferiores están sometidos a constantes impactos de altísima intensidad.

Las lesiones en miembros inferiores de deportistas y bailarines, suelen estar asociadas entre otros factores a una incorrecta alineación corporal-anatómica[6]. Es por ello que el análisis biomecánico de los espectáculos y ensayos de los bailaores profesionales se convierte una herramienta imprescindible para la mejora ergonómica de la técnica de baile.

El análisis cinemático es una herramienta que suficientemente validada en el estudio de la técnica deportiva[7-10]. El objetivo de este trabajo es proponer la cinematografía y fotogrametría como técnicas instrumentales para el análisis de la técnica de baile

flamenco, por las ventajas que ello supone. En primer lugar por un lado el reducido coste económico de la tecnología necesaria. Sólo se precisa de cámara de vídeo, software de análisis de movimiento (ej. Dartfish, Kinovea, etc.) y ordenador. En segundo por la facilidad de aplicación de la herramienta, además no se precisa que el sujeto se desplace al laboratorio, ni que el biomecánico tampoco se traslade para realizar la grabación. Cualquier teléfono móvil actual tiene resolución suficiente de grabación, que puede ser enviada online para su posterior estudio. En tercer lugar, los softwares de análisis del movimiento permiten estudiar la técnica de baile, a nivel cualitativo y cuantitativo, visionar la película cuantas veces sea necesario, y producir documentos gráficos sobre el análisis de los gestos realizados. Por último, estos documentos sobre la ejecución técnica son suficientemente precisos, se producen relativamente rápido y en soporte digital. Esto va permitir una doble aplicación, tanto a preparadores físicos, recuperadores y terapeutas especialistas (para proponer ejercicios preventivos y correctores que minimicen el riesgo de lesión) como a los propios bailaores (al tener un conocimiento preciso de los errores técnicos podrán determinar qué correcciones coreográficas y técnicas pueden realizar).

Acrecentadas por las características del zapato de baile y la altura del tacón[2,4], cuando en el baile flamenco no se siguen los requerimientos naturales de movimiento de las articulaciones, las cargas no se reparten uniformemente, pudiendo provocar lesiones en miembros inferiores[11].

Fig. 1.-Zapato de baile flamenco tradicional de mujer y de hombre. Imágenes cedidas por *Artefyl*.

Diferentes estudios al respecto, determinan que los pies, tobillos y rodillas son unas de las zonas más susceptibles de riesgo de lesión entre los profesionales de esta

danza[12-15]. Según Castilla-Cubero y Jiménez-Sarmiento[16] en un estudio con 96 bailaores, el 61,45% de la muestra manifestaba algias a nivel del pie, un 24% en tobillos, un 32,3% en gemelos, un 51% en rodillas y un 17,7% en caderas.

Estudios de observación y presión plantar con profesionales del baile flamenco, han corroborado que la práctica reiterada de esta actividad a nivel profesional, es un factor predisponente de diferentes lesiones a nivel podológico como el Hallux abductus valgus (HAV), hiperqueratosis plantares, dedos en garra y onicopatías[4,17,18]. Castillo et al.[4], en una muestra de 28 bailaoras profesionales, registraron que el 79% de las participantes presentaban algún tipo de deformidad digital: 40% de HAV, 5% de Hallux Límitus (HL), 27,5% de (concretamente "dedos en martillo"), y 27,5% del V dedo en varo (desviación medial y rotación del dedo pequeño del pie). Sólo el 21% no presentaba ningún tipo de deformidad digital en los pies. En otro estudio realizado con 32 bailaoras de flamenco, el 65,6% de la muestra presentaba HAV[18].

Tal y como puede apreciarse, existe un considerable índice de algias, lesiones y deformidades derivadas de la práctica profesional del baile flamenco. Ello justifica en gran medida la necesidad de analizar la técnica de baile con la finalidad de mejorar la salud de los bailaores, sin descontar otras posibles aplicaciones que pueda tener como en el análisis de las cargas externas de esfuerzo o en la preparación física de estos bailarines-atletas.

Resumen

Tanto el análisis de la técnica deportiva como el de las características biomecánicas de la actividad física, precisan de la utilización de sistemas de registro y análisis que permita estudiar las variables que interactúan durante la actividad[7]. Como es el zapateado la parte del baile donde se concentran las mayores cargas de trabajo y de demanda de esfuerzo, es en la técnica de pies donde vamos a centrar este trabajo. No obstante, es necesario hacer constar que la fotogrametría y cinematografía tienen también una gran aplicación en el estudio del tren superior durante el baile flamenco, especialmente las fases denominada "de braceo" donde tiene mayor protagonismo esta parte del cuerpo[1].

Para el estudio cinemático del zapateado flamenco, proponemos el análisis de los miembros inferiores desde desde tres puntos de grabación diferentes y que se demuestran en los siguientes epígrafes. Antes de la grabación recomendamos señalar las puntos de referencia con pegatinas o similar para facilitar el trabajo. También es aconsejable tomar una medida como referencia para luego poder medir distancias en el sujeto y determinar velocidades (Figura 2).

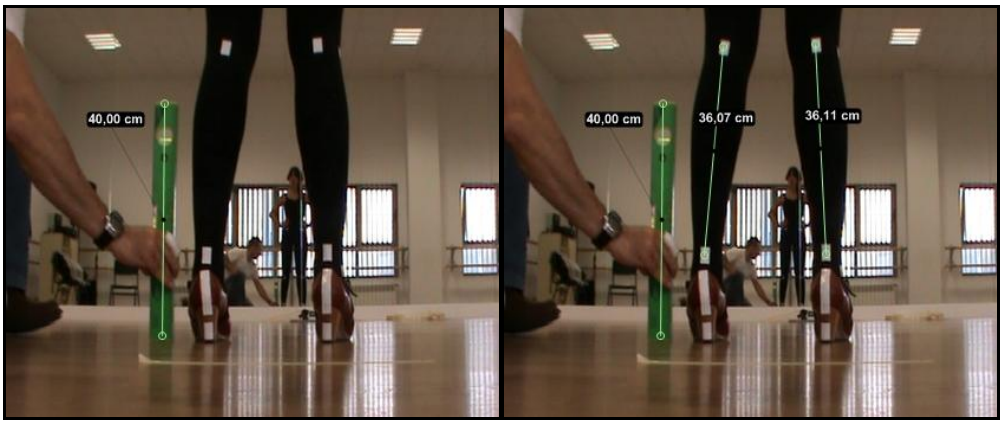


Fig. 2.- Ejemplo para referencia de medidas y marcadores

EL análisis se puede hacer bien de una parte del baile o bien de ejercicios concretos. Nosotros recomendamos analizar dos test[1] de 15 s. que además de valorar la condición física nos permiten examinar las principales variables en juego en menos tiempo que en un baile convencional. No debemos olvidar que cada segundo de grabación tiene 25 fotogramas que analizar.

Análisis de las zonas de impacto de los pies durante el zapateado

En esta fase se pretende analizar la zona del pie y la dirección con la que se percute durante el zapateado. Como ya hemos mencionado, las lesiones en el tren inferior son susceptibles de aparecer cuando no se siguen los requerimientos naturales de movimiento de las articulaciones, el impacto no se realiza perpendicularmente al suelo y consecuentemente disposición de las estructuras óseas no es la más idónea, ni para absorber las cargas ni para repartirlas uniformemente[11]. Por ello, cualquier percusión

que no respete este principio durante el zapateado, bien sea por deficiencia en la ejecución técnica, o por un desequilibrio puntual, actuará como factor motivante de lesión en estas estructuras. Los zapateados que se realicen en situación de inestabilidad a nivel de tobillo o de posiciones no adecuadas de la articulación subastragalina (ASA) en inversión o eversión, tendrán su repercusión en toda la cadena cinética. Tarde o temprano, se acabará manifestando cuando se sobrepasen los límites de tolerancia de dichas articulaciones.

El pie es el punto final de percusión con el suelo, si este impacto no se realiza con una correcta colocación, se pueden desencadenar lesiones al no ser absorbidos los impactos de forma eficiente, reduciéndose así su capacidad amortiguadora[11]. Cuando esto ocurre, se somete a las estructuras óseas, articulares y ligamentosas, del pie y tobillo, a situaciones de estrés para las que no están biomecánicamente preparadas. El tobillo es una de las articulaciones más susceptible de ser lesionada, debido a las fuerzas que resiste y a la carga que sostiene[19-21], ya que soporta más peso por unidad de superficie que cualquier otra articulación del cuerpo humano[14]. Por ello es imprescindible que la ejecución técnica del zapateado se realice de la forma más lineal y anatómicamente correcta.

La grabación del baile o del test se realiza desde la parte posterior del bailaor, apoyando la cámara en el suelo. Los puntos de referencia recomendados son: centro del tacón (bisección posterior), costura central posterior del zapato de baile, Inserción del tendón de Aquiles, centro de la parte inferior del hueco poplíteo. A continuación se muestra ejemplos de zapateados realizados en situación de inestabilidad de pie y tobillo.

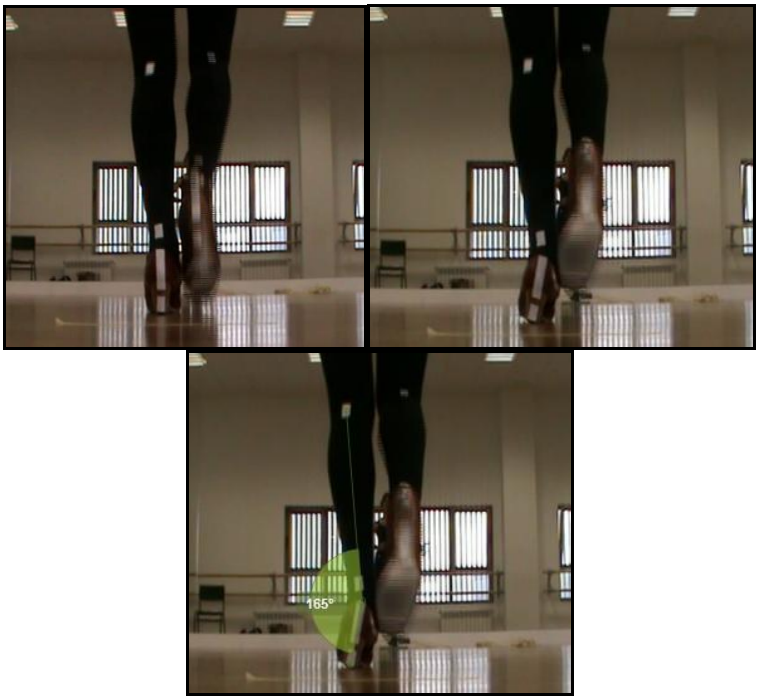


Fig. 3.- Ejemplo de zapateado con toda la planta del pie izquierdo: realizado correctamente (izquierda), erróneamente (centro), y con medición del grado de error (derecha).

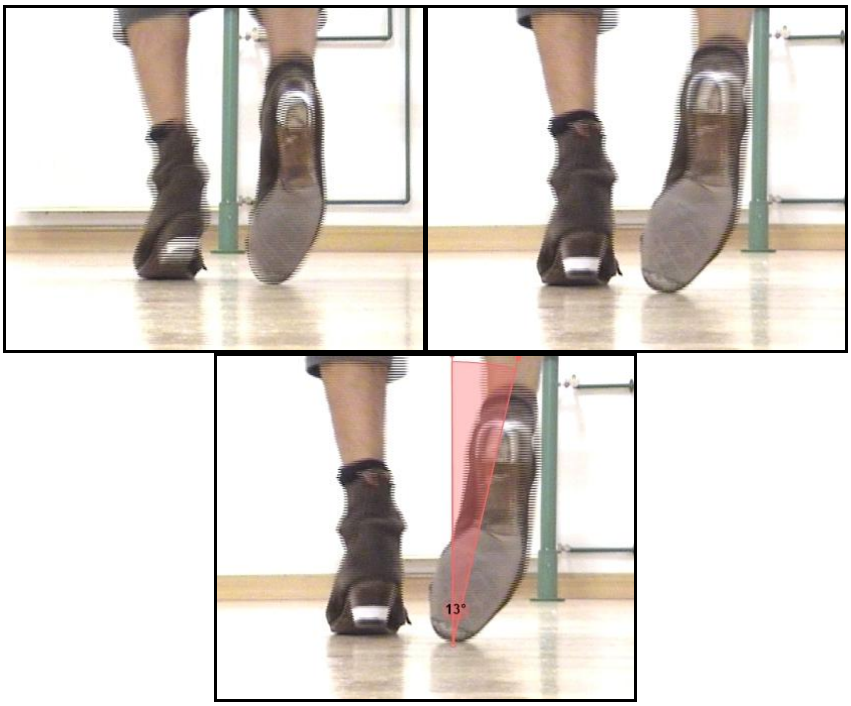


Fig. 4 Ejemplo de zapateado de punta con el derecho: realizado correctamente (izquierda), erróneamente (centro), y con medición del grado de error (derecha).

Análisis de la flexión de rodilla durante el zapateado

A diferencia del claqué o la danza irlandesa que son bailes “al aire” similar a la percusión de un tambor, el zapateado flamenco es un baile “al suelo” más parecido al golpeo de un martillo en el yunque. Para poder imprimir la fuerza que esta baile precisa, y debido en parte a la altura del tacón del zapato de baile, las fases de zapateado se ejecuta con una ligera semiflexión de rodillas. Hasta donde tenemos conocimiento, no existen estudios sobre el grado de flexión idóneo. Si las rodillas estuviera más extendida de lo preciso, la acción de ballesta de esta posición se vería reducida y la altura del zapato de baile se compensaría con Un aumento de la anteversión pélvica, reduciendo la capacidad de absorción de los tejidos blandos de la columna vertebral por la hiperlordosis adoptada. Por el contrario, un exceso de flexión de rodilla sometería a esta articulación a una sobrecarga innecesaria y a sus músculos extensores a una demanda de esfuerzo excesiva, con el consiguiente riesgo de lesión articular, tendinosa y muscular.

Nuestro equipo de investigación está recogiendo información sobre los cuadros álgicos de los participantes en estos estudios para determinar posibles correlaciones entre los grados de flexión de rodillas adoptados y la anamnesis de rodilla. La grabación de este apartado se hace colocando la cámara en un pequeño trípode lateralmente al bailaor. Los puntos de marcaje utilizados son: trocánter mayor del fémur, cabeza del peroné y maléolo externo.

A continuación se muestra algunos ejemplos de los grados de flexión de rodilla durante las fases de zapateado:

Fig. 5.- Ejemplo de grado de flexión de rodilla en diferentes fases del zapateado.

Análisis del desplazamiento de los mmii sobre el plano sagital durante el zapateado.

Cuando la grabación se realiza desde la parte anterior del plano frontal, nos permite examinar los gestos técnicos erróneos que implican un desplazamiento lateral de la rodilla. Estos errores técnicos son menos pronunciados debido a que tienden a ser

minimizados por motivos estéticos y coreográficos. Los bailaores suelen ensayar con espejos y utilizan el reflejo de su imagen para autocorregirse. Los puntos de referencia anatómicos serán: espina ilíaca anterosuperior, tuberosidad tibial, zona distal del borde tibial anterior.

Fig. 6.- En la izquierda se muestra el grado de linealidad correcta durante el zapateado y en la derecha con desplazamiento lateral externo de la rodilla izquierda

Sincronización de películas

Cuando el mismo gesto técnico es grabado con dos cámaras a la vez, los softwares de análisis de movimiento permiten sincronizar ambas películas para correlacionar las imágenes. En la figura 7 se muestra un ejemplo de una grabación desde un punto posterior (detallada en el punto 3.1.) y una desde la zona anterior, de esta forma podemos evaluar qué nivel de implicación existente entre errores de zapateado y desviación lateral de la rodilla.

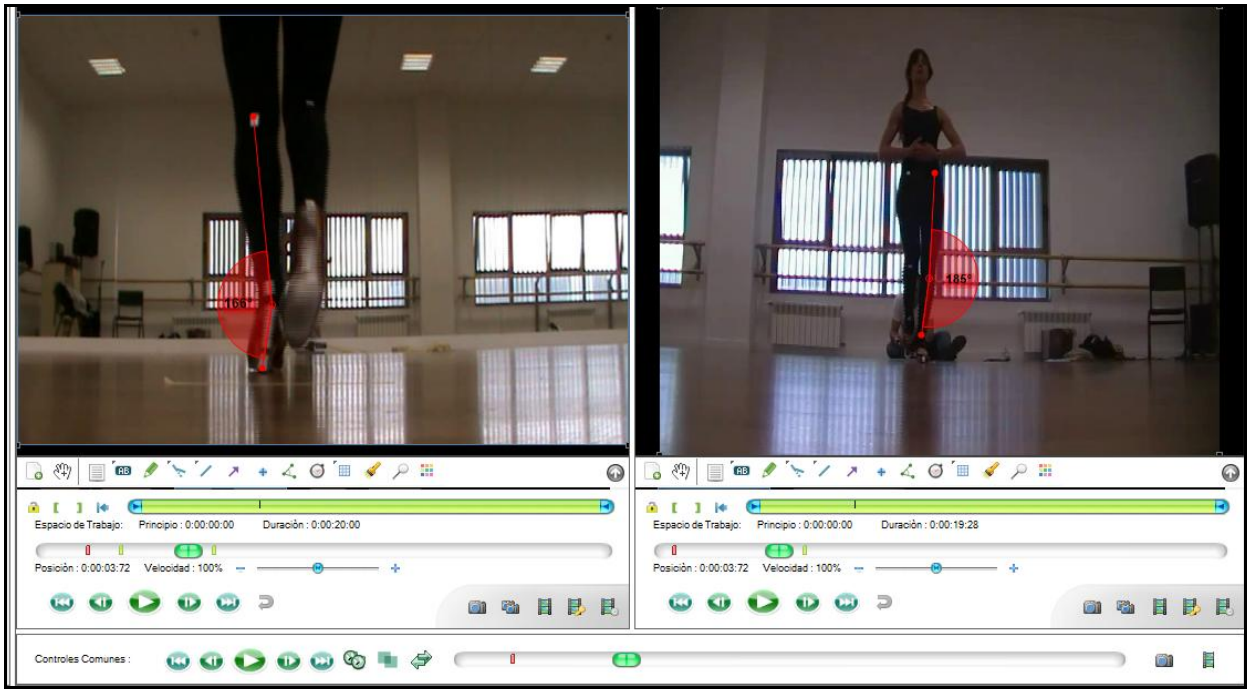


Fig. 7.- Se muestra un zapateado erróneo del pie izquierdo (imagen izquierda) y el desplazamiento de la rodilla izquierda en ese mismo momento (imagen derecha).

Conclusión

Debido a la alta velocidad a la que se ejecutan los zapateados en el baile flamenco, el bailaor, profesor o coreógrafo se encuentra limitado para observar adecuadamente del gesto técnico, y por lo tanto será muy difícil su corrección. En este trabajo se ha mostrado algunas de las aplicaciones que la fotogrametría y cinematografía tienen en la corrección técnica del baile. Reduciendo casos riesgo se reduce también la probabilidad de lesión, mejorando la calidad de vida personal y profesional de los bailaores. Esperamos que este trabajo sirva para que se realicen más estudios sobre el baile flamenco y se aumente así el conocimiento científico de esta disciplina dancística.

Bibliografía

1. Vargas A. *El baile flamenco: estudio descriptivo, biomecánico y condición física.* Cádiz, Centro de Investigación Flamenco Telethusa, 2009.

2. (v) Bejjani FJ, Halpern N, Pio A, et al. Musculoskeletal demands on flamenco dancers: a clinical and biomechanical study. *Foot Ankle* 1988;8(5):254-263.

3. Lozano SG, Santonja F, Vargas A. El dolor de espalda en el baile flamenco y la danza clásica. *Rev Cent Investig Flamenco* Telethusa 2008;1(1):13-15.

4. (t8). Castillo JM, Pérez J, Algaba C. Estudio preliminar. Patologías digitales más frecuentes en el pie de la bailaora de flamenco. *Rev Cent Investig Flamenco Telethusa* 2010:3(3):15-19.

5. Gómez R, González A, Costa JL, et al.Estudio cinemático de una bailaora de flamenco. *Rev Cent Investig Flamenco Telethusa* 2012;5(5):13-21.

6. Kadel NJ. Foot and ankle injuries in dance. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2006;17(4):813-26.

7. Gutierrez M, Soto V, Martínez M. *Sistemas de análisis computerizado para el m movimiento humano. Técnicas indirectas cinematográficas y su sincronismo con los registros indirectos*. Málaga, Unisport, 1990.

8. Aguado X. *Eficacia y técnica deportiva*. Barcelona, Inde, 1993.

9. Aguado X, Izquierdo M, González JL.*Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. León, Universidad de León, 1997.

10. Pérez P. La instrumentalización en la biomecánica deportiva. *J Hum Sport Exerc*, 2(2):26-41. 2007.

11. Vargas-Macías A, Castillo JM, Fernández JR. Inestabilidad del pie y tobillo en el baile flamenco. *Rev Cent Investig Flamenco Telethusa*, 5(5):40-45. 2012.

12. Voloshin AS, Bejjani FJ, Halpern M, et al. Dynamic loading on flamenco dancers: a biomechanical study. Hum Movement Sci 1989;8:503-513.

13. Pedersen MM, Wilmerding MV, Milani J, et al. Measures of Plantar Flexion and Dorsoflexion Strength in Flamenco Dancers. Med Probl Perform Art 1999;14(3):107-112.

14. Wilmerding MV, Gurney B, Torres V. The Effect of Positive Heel Inclination on Posture in Young Children Training in Flamenco Dance. J Dance Med Sci 2003:7(3):85-90.

15. Pedersen MM, Wilmerding MV, Kuhn BT, et al. Energy Requirements of the American Professional Flamenco Dancer. Med Probl Perfor Art 2001;16(2):47-52.

16. Castilla-Cubero JL, Jiménez-Sarmento AS. Aspectos generales sobre el dolor osteomuscular en el baile flamenco. *Rehabilitación*, 45(2):117-121. 2011.

17. Pedersen, MA; Wilmerding, V: Injury Profiles of Student and Professional Flamenco Dancers. J Dance Med Sci 1998;2(3):108–114.

18. Castillo JM, Palomo IC, Munuera PV, et al. El Hallux Abductus Valgus en la bailaora de flamenco. Rev Cent Investig Flamenco Telethusa 2011:4(4):19-24.

19. Prisk VR, O'Loughlin PF, Kennedy JG. Forefoot injuries in dancers. *Clin Sports Med* 2008;27(2):305-320.

20. Morrison KE, Kaminski TW. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train* 2007;42(1):135-142.

21. Ahonen J. Biomechanics of the foot in dance: a literature review. *J Dance Med Sci* 2008;2(3):99-108.

IMPORTANCIA DE LA VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE PRETEMPORADA EN EL FÚTBOL

Robert Usach Minguillon, footplus, robert.usach@gmail.com
Felipe Murga Rodríguez, footplus, gerente@footplus.es
Joaquín Lago Ballesteros, footplus, j.lago.b@hotmail.com

Introducción.

Los factores biomecánicos relevantes para el éxito en el fútbol son los que se relacionan con el rendimiento técnico, el equipamiento utilizado y los mecanismos lesionales (1). En relación a este último aspecto, la incidencia de lesiones en el fútbol de alto nivel es de 6-9 lesiones por cada 1.000 h de exposición total (de 3-5 lesiones por cada 1.000 horas de entrenamiento y de 24-30 lesiones por cada 1.000 horas de competición). Como media, una plantilla de 25 jugadores puede esperar de 40-50 lesiones por temporada, causando la mitad de ellas bajas de menos de una semana, pero incluyendo también a seis casos en los que la ausencia se prolonga más de un mes (2) . Asimismo, también se ha constatado que la mayoría de lesiones producidas en el fútbol afectan a las extremidades inferiores (3-5) y que en torno al 30% de los episodios lo constituyen lesiones por sobreuso (2) .

Las lesiones por sobreuso son el resultado de la constante sobrecarga y desgaste de un tendón, músculo, hueso o la articulación, lo que resulta en la incapacidad de la estructura afectada para llevar a cabo sus funciones biomecánicas normales (6) . De esta forma, carencias en la integridad y el equilibrio mecánico del aparato locomotor suponen una de las fuentes primarias a la hora de facilitar su aparición (7-10) . Dado que las desalineaciones articulares y los desequilibrios artromusculares constituyen un germen frecuente de aparición de problemas (11,12) , se antoja evidente que una de las bases de cualquier programa preventivo debería incluir una valoración postural y artromuscular completa y exhaustiva.

Propuesta para la valoración biomecánica pretemporada en el fútbol.

Si bien desde otros ámbitos como el fisioterapéutico se ha desarrollado propuestas sencillas, pero potentes, para valorar la actitud tónico-postural (13,14) , se aprecia una carencia de propuestas de valoración biomecánica en el fútbol. Es por esto que en el presente trabajo se introduce un protocolo de valoración para su aplicación en pretemporada, que ya ha sido llevado a la práctica con distintos equipos, y que incorpora sistemas tecnológicos avanzados con el fin de obtener indicadores

cuantitativos que permitan identificar las desalineaciones articulares y los desequilibrios artromusculares de los jugadores. Esta información se antoja fundamental para la orientación y mejora del trabajo de prevención de lesiones durante el resto de la temporada.

El protocolo consta de los siguientes elementos:

1. *Valoración estática mediante fotografía* (Figura 1)*:* El jugador es fotografiado de pie en los planos frontal (vista anterior y posterior) y sagital.

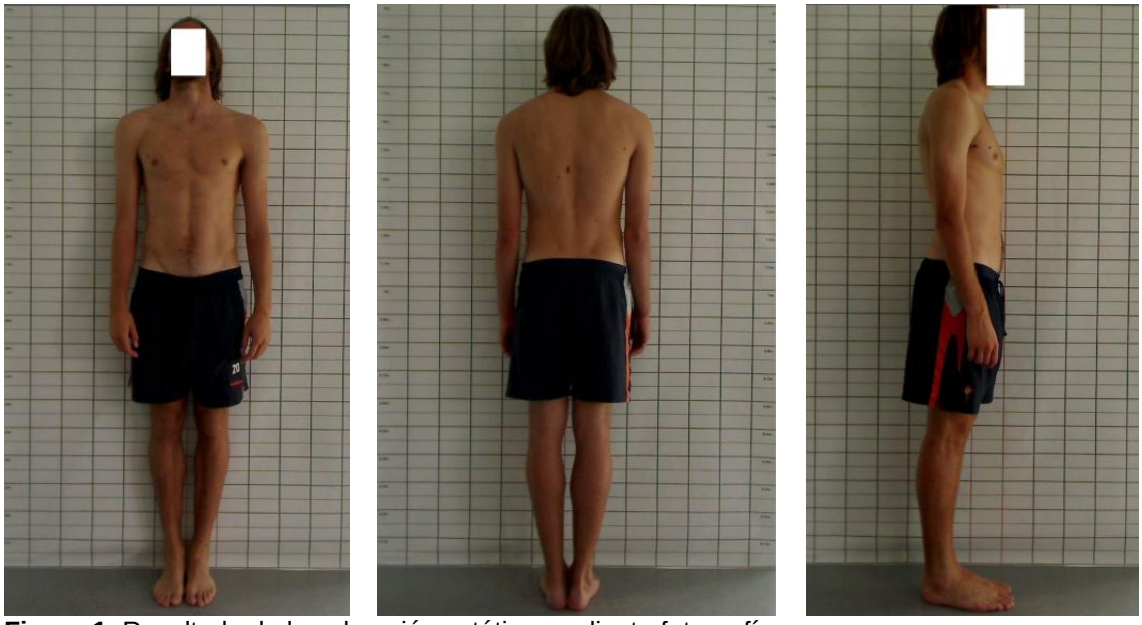


Figura 1. Resultado de la valoración estática mediante fotografía.

2. *Valoración dinámica mediante vídeo* (Figuras 2 y 3). El jugador es grabado en los planos sagital y frontal (vista anterior y posterior), primero caminando y posteriormente corriendo, empleando para ello tres cámaras de vídeo.

Figura 2. Resultado de la valoración dinámica de la marcha mediante vídeo (pie izquierdo a modo de ejemplo).

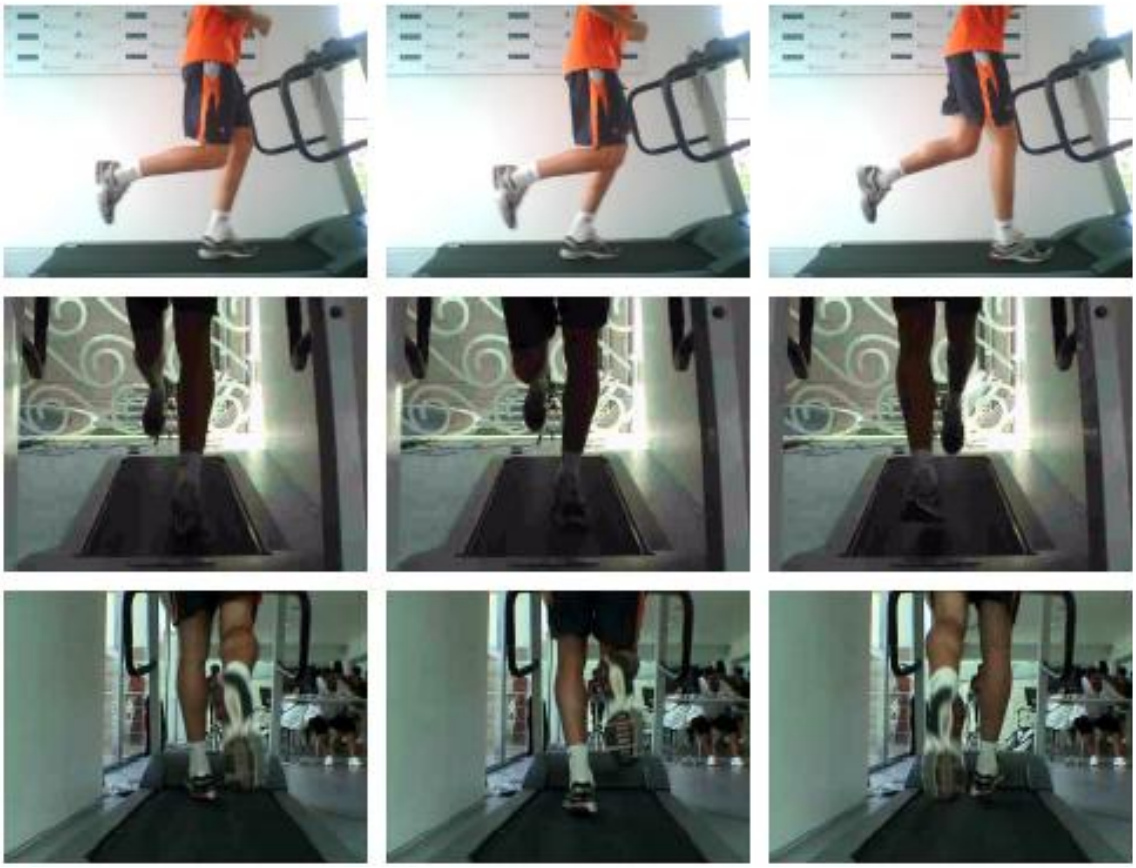


Figura 3. Resultado de la valoración dinámica de la carrera mediante vídeo (pie izquierdo a modo de ejemplo).

3. *Análisis de la huella plantar* (Figura 4). Se somete al jugador a un scanner del pie, para conocer milimétricamente su estructura. Estos datos serán fundamentales para conocer el tamaño exacto de la bota necesaria así como del resto de calzado.

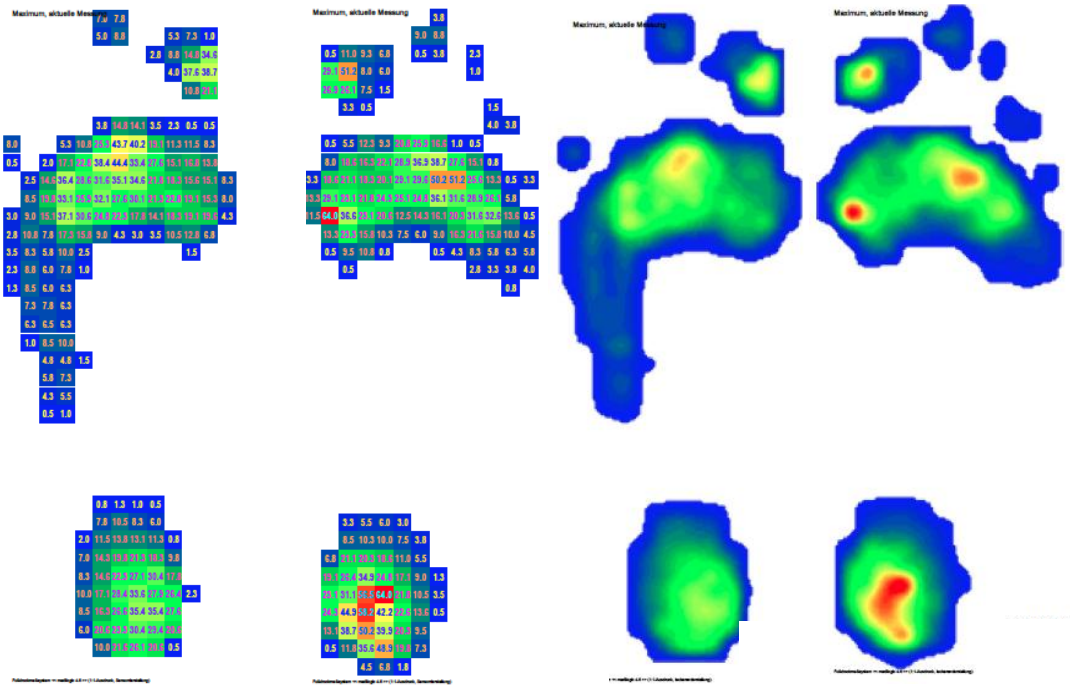


Figura 4. Resultado del análisis de la huella plantar.

4. *Análisis de la pisada* (Figura 5). Se hace caminar al deportista por una plataforma dinamométrica con más de 2000 sensores de presión (transductores piezoeléctricos). El objetivo es conocer el funcionamiento mecánico del pie. Se pretende que el pie trabaje en equilibrio y que utilice la mayor cantidad de superficie plantar posible; esto mejorará el rendimiento del jugador y evitará multitud de lesiones por trabajo inadecuado o por sobrecargas.

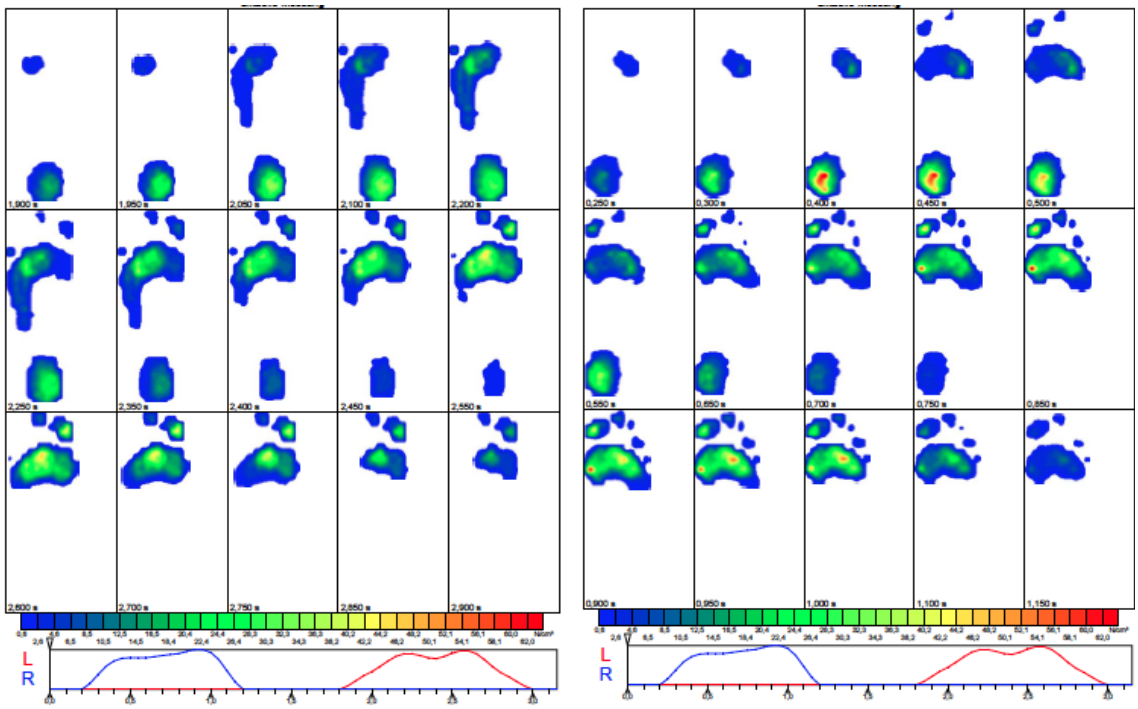


Figura 5. Resultado del análisis de la pisada.

Conclusión

El protocolo empleado se ha mostrado como una herramienta factible y valiosa a la hora de guiar el trabajo preventivo en un equipo de fútbol.

Referencias bibliográficas

(1) Lees A, Nolan L. The biomechanics of soccer: a review. J Sports Sci 1998 Apr;16(3):211-234.

(2) Ekstrand J. Epidemiology of football injuries. Science & Sports 2008;23:73-77.

(3) Hawkins RD, Fuller W. A prospective epidemiological study in four English professional football clubs. Br J Sports Med 1999;33:196-203.

(4) Nielsen AD, Yde J. Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. Am J Sports Med 1989;17:803-807.

(5) Wong P, Hong Y. Soccer injury in the lower extremities. Br J Sports Med 2005;39:473-482.

(6) Whiting WC, Zernicke RF. Biomechanics of musculoskeletal injury. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2008.

(7) Anderson K, Behm DG. The impact of instability resistance training on balance and stability. Sports Med 2005;35:43-53.

(8) McGill SM. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. Exerc Sport Sci Rev 2001;29(1):26-31.

(9) Zazulak BT, Hewett TE, Reeves P, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. Am J Sports Med 2007;35(7):1123-1130.

(10) Zazulak BT, Hewett TE, Reeves P, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core propioception on knee injury. Am J Sports Med 2007;35(3):368-373.

(11) Arroyo M, Guisado R, García M, Díaz L. Influencia de los desequilibrios musculares de la pelvis sobre la pubalgia en los deportistas. Cuestiones de Fisioterapia 2004;25:57-66.

(12) Petersen J, Hölmich P. Evidence based prevention of hamstring injuries. Br J Sports Med 2005;39:319-323.

(13) Hislop HJ, Montgomery J, Connelly B, Daniels L. Daniels and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination. 8th ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2007.

(14) Kendall FP, Kendall E, Geise P, McIntyre M, Anthony W. Muscles: testing and function, with posture and pain. 5th ed. New York, NY: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

RESÚMENES

DE

POSTERS

1. RELACIÓN DISIMETRÍAS CON EL SÍNDROME DEL PIRAMIDAL

Autores: Antonio Mayo Malia
Laura Sánchez Ramos
Nadia Salti Pozo
Diego Limón Pérez

RESUMEN.

Presentamos comunicación formato póster, cuyos objetivos es dar a conocer la relación existente entre las disimetrías y la sintomatología causada por la contractura del músculo piramidal. En ella, informamos de la clínica y diagnóstico basándonos en maniobras exploratorias que confirmen tanto la contractura del piramidal como el tipo de disimetrías (reales o funcionales), y concluyendo con una pauta terapéutica en la que informamos de cuáles son los estiramientos más apropiados, así como las medidas adecuadas desde el punto de vista de la biomecánica para resolver la clínica y restaurar con ello la funcionalidad del sistema músculo-esquelético.

Bibliografia:

Travell J, Simons D. Dolor y disfunción miofascial. El manual de los puntosgatillo.Volumen 2. Extremidades inferiores.Ed.Panamericana.2005.

Lori A.Boyajian-O'Neill, DO; Rance L. McClain, DO;Michele K. Coleman, DO; and Pamela P. Thomas, PhD. Diagnosis and Management ofPiriformis Syndrome: An OsteopathicApproach • Review Article JAOA • Vol 108 • No 11 • November 2008

Martínez I , Ruiz D , Martínez P A , Alonso J , Clavel M. Diagnóstico y tratamiento del síndrome piriforme. Revista de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia. 2005;24-25:18-23.

Correa N , Macías A. Síndrome piramidal. A propósito de un caso.Semergen. 2008;34:156-9.

Ruiz JL, Alfonso I, VillalónJ.Síndrome del músculo piramidal. Diagnóstico y tratamiento. Presentación de 14 casos. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología.2008;52:359-65.

Mustafa Güvençer ,Pinar Akyer , CihanIyem ,Süleyman Tetik , Sait Naderi. Anatomic considerations and the relationship between the piriformis muscle and the sciaticnerve.Surg Radiol Anat (2008)30:467–474.

WanH, Seop J, Hyeong W. Piriformis Syndrome.Acasereport. Yonsei Medical Journal. Vol 1,num 1, 1991

Dominguez LG., DomínguezLG. Síndrome del músculo piramidal de la pelvis de etiología inusual. Rev Mex Med FisRehab 2012; 24 (3): 80-83.

Ferret,Kolexkar. Medicina del Deporte, prevención, tratamientos, homeopatía y nutrición. EdCEDH. 2004.

Myofascial Pain and Dysfunction. The Trigger Point. Manual the Lower Extremities. Travell 8 Simons. Ed. Lippincott Williams Wilkins. 2ª edicion.1999.

Pace JB, Nagle D: Piriform syndrome. West J Med 124 : 435-439, 1976. / Sobotta. Atlas de Anatomia Humana. Ed.Panamericana. 19ª edición. Volumen 2. 1990.

Stein JM, Warfield CA: Two entrapment neuropathies.Hosp Pract: 100A-100P, January 1983.
Steiner C, Staubs C, Cannon M, et al:Piriformis syndrome:pathogenesis, diagnosis and treatment, J Am Osteoptath Assoc87 :318-323,1987.
TerapéuticaHomeopática, Jouanny, Grapanne, Dancer,Masson. Ed CEDH, 3ª edición 2004. / WyantGM : hronic pain syndromes and their treatment. III. The piriformis syndrome. Can Anaesth Soc J 26: 305-308, 1979.

2. REPERCUSIONES DE LA ACPTITUD ESCOLIÓTICA EN GIMNASTAS EN EDAD DE CRECIMIENTO.

Autores:

Carmen María Romero Pérez

Javier Ramos Ortega

Pilar Candil Castro

Olympia Mora Carrero.

INTRODUCCIÓN

La sobresolicitación de algunas cadenas musculares concretas provocan compensaciones osteoteoarticulares y desequilibrios musculo-ligamentosos, debido a fuerzas de tracción y compresión causadas por los gestos repetitivos que se llevan a cabo en la disciplina de la gimnasia rítmica, dando lugar a asimetrías esqueléticas en pacientes en edad de crecimiento.

OBJETIVOS

Realizar un buen diagnóstico diferencial en cuanto a las patologías anteriormente nombradas para determinar el pronóstico de la enfermedad y el tratamiento más adecuado en cada caso.

Conocer la eficacia del uso de alzas en pacientes en edad de crecimiento para la rectificación de la curvatura vertebral con ayuda de ejercicios de potenciación muscular.

METODOLOGÍA

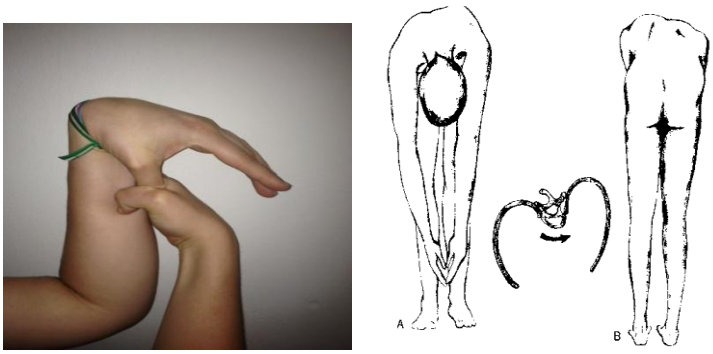
Se realiza la exploración ortopodológica básica en la que se valora posible disimetrías del miembro inferior, relación antepie y retropié y valoración muscular (Figura 1).

(Figura 1).

Se analiza en una visión posterior la basculación escapular, la asimetría del triángulo del talle, altura de los hombros, altura de las crestas ilíacas, torsión tibial y la posición del retropié (Figura 2).

(Figura 2).

Se procede a realizar las maniobras de Rotes para valorar la hiperlaxitud ligamentosa, el test de Adams y test de la espalda recta en la camilla (Figura 3).

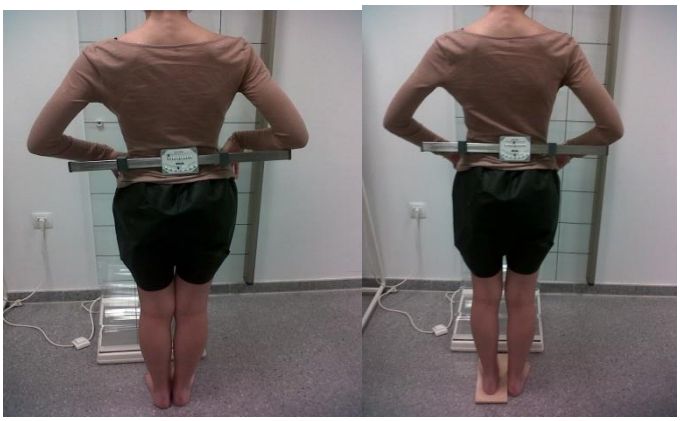


(Figura 3).

Se elabora una radiografía antero-posterior y lateral de tórax y cadera (Figura 4).

(Figura 4)

Se efectúa la prueba del alza mediante cuñas de diferente grosor y con ayuda del medidor de caderas se estima la compensación ortopodológica más efectiva, teniendo en cuenta la medición radiográfica (Figura 5).



(Figura 5).

RESULTADOS

Una vez analizados los resultados podemos afirmar que la paciente presenta una disimetría con afectación de la curvatura vertebral sin presencia de gibosidad dando como diagnóstico clínico una actitud escoliótica con un buen pronóstico.

Al realizar una comparativa en dinámica de la paciente con el alza del grosor estimado se observa una disminución del balanceo pélvico así como una corrección en la horizontalidad de la altura de los hombros.

DISCUSIÓN

La combinación de gestos de ballet con diversos objetos artísticos como son las cintas y el aro, hace que se desarrolle más la musculatura del miembro dominante, provocando que la antagonista sea hipotónica o débil. De esta forma cuando nos encontramos con una curva de convexidad derecha, la musculatura transversal derecha estará acortada-hipertónica y la izquierda elongada-hipotónica, mientas que en la musculatura longitudinal se adoptarán papeles contrarios en cuanto a la predominancia y al desarrollo.

Una vista posterior de la paciente nos permite apreciar que el hombro derecho es más alto y EIPS más alta, por lo que nos hace sospechar que existe una curva lumbar izquierda y otra dorsal derecha.

Con ayuda de las pruebas complementarias podemos afirmar que existe esta doble curvatura y llegamos a la conclusión de que la curva primaria de localización lumbar ha compensado mediante una curva secundaria de localización dorsal para mantener el eje de equilibrio en el centro.

Un examen exhaustivo de la radiografías nos permite apreciar que no hay presencia de rotación ni acuñamiento vertebral, signos concluyentes que nos llevan a realizar el diagnóstico de sospecha de que nos encontramos ante una actitud escoliótica.

Otras maniobras como son el test de Adams, en el que el signo de gibosidad es negativo y el test de la espalda recta en camilla, que muestra como la curvatura vertebral desaparece significativamente al potenciar la musculatura hipotónica, nos permite afirmar el diagnóstico.

La importancia del diagnóstico diferencial entre las dos patologías nos da la opción de realizar un pronóstico más certero en la evolución del tratamiento en las diferentes etapas. La presencia de actitud escoliótica nos indica que existe reductibilidad de la curvatura vertebral y que todavía no se ha producido una instauración permanente de la deformidad, por lo que la presencia de laxitud ligamentosa es un factor beneficioso de cara a la recuperación.

El tratamiento con alza, nos permite llevar a cabo una rectificación de las curvaturas vertebrales, ya que al colocar el grosor estimado en el miembro más corto, ejercerá un efecto directo sobre la columna vertebral, provocando el desplazamiento de la curvatura lumbar y posteriormente de la de dorsal.

Los ejercicios de potenciación muscular ayudarán a que no se produzca una instauración de la deformidad con la ayuda de otros profesionales sanitarios como son los fisioterapeutas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Boachie-Adjei O, Lonner B.Deformidad raquídea. (Ed. Esp).Clin Pediatr N Am 1996; 4: 825-37.
2. Lowe TG, Edgar M, Margulies JY et al. Etiology of idiopathic scoliosis:current trends in research. J Bone and joint Surg 2000; 82-A 8: 1157-67.
3. Bernard JC et Valero J P. Attitude scoliotique. Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 26-300-B-10, 2001, 8 p.
4. Oller A.Interrelación de la escoliosis con las extremidades inferiores. El Peu - Revista de Podologia, 1984, num. 10, p. 4-8
5. Perdriolle R, Vidal J. Étude de la coubure scoliotique. Importance de l’extension et de la rotation vertèbrale. Rev. Chir. Orthop, 1981; 67: 25-34.
6. Moe JH, Winter RB, Bradford DS, Lonstein JE. Deformaciones de la columna vertebral. Barcelona: Salvat, 1982.

7. Stagnara P. Scolioses évolutives en période de croissance. Aspects cliniques et radiologiques. Propositions thérapeutiques. Rev. Chir. Orthop, 1953; 39: 378-449.

8. Santonja F. Reconocimiento del aparato locomotor durante la edad escolar. En Santonja F, Martínez I: Valoración Médico-Deportiva del Escolar. Secretariado de Publicaciones. Universidad de Murcia, 1992; 259-277.

3. EVALUACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR EN EL JINETE

Autores:
Esther Velasco Ramos.
Rocío Melero Suarez.

INTRODUCCIÓN

Cualquier disciplina ecuestre , se basa en obtener un equilibrio mutuo en la más perfecta armonía, haciendo coincidir sus centros de gravedad en todos los aires del caballo(paso, trote, galope) con un mínimo de esfuerzo muscular. Es una habilidad para cambiar de apoyo y peso siendo imperceptible por el espectador.

En la implicación del miembro inferior en CCC (cadena cinética cerrada), tras la correcta posición en la montura (asiento profundo y equilibrado) se generan cambios de oscilaciones del centro de gravedad y de los registros de huellas en los jinetes, derivados de las programaciones musculares obtenidas por estudios baro-podométricos

MARCO TEÓRICO

Se requiere de posiciones medias de todas las articulaciones entendiendo como tal la posición articular con la que se pueden llevar a cabo sus movimientos en todas las direcciones, con un mínimo esfuerzo.

El jinete de doma debe de formar una unidad con su caballo, sólo tendrá un buen equilibrio si su cabeza y sus pies están colocados en la misma vertical. Si pusiéramos una plomada, esta vertical pasaría por la articulación tibio-peroneo-astragalina (en adelante, TPA).

Para mantener el equilibrio, el jinete precisa de una tensión básica necesaria que se mantiene automáticamente. La tensión básica se debe a músculos tónicos (posturales) y músculos fásicos. Los músculos responsables de la postura se sustentan en reflejos de equilibrio y postura. En este deporte, los músculos interactúan coordinadamente, por

tanto, no existe una contracción constante de la musculatura, las cadenas musculares están interaccionando con su opuesto en la más fastuosa sincronización.

- **Aires del caballo(marcha del caballo): Paso, trote y galope.**

- **Paso**: Este aire transmite a la columna del jinete un movimiento muy similar al paso humano. Las personas con incapacidad para deambular es capaz de transferirles este modelo de paso, siendo esto un efecto terapéuticos .Debido al incesante movimiento del caballo, la pelvis se equilibrará en su posición neutra, así los movimientos de caderas y columna también mejorarán. Si la pelvis se inestabiliza, el tronco perderá el equilibrio y el jinete se sujetará con la parte interna de la pierna.

La posición media individual es aquella para la cual las piernas cuelgan desde las caderas (como un péndulo) sin percibir tracción ni en los músculos aductores ni en el cuádriceps. El peso es soportado por los isquiones, por lo que la articulación de la cadera no debe soportar peso. Si la musculatura aductora y glútea presenta tensión, los isquiones pierden contacto con el asiento lo que provocaría rigidez de pelvis. Para realizar un giro completo y movimientos laterales es necesario cambiar de peso (desde los isquiones), para ello la cadera adquiere su extensión provocando estiramiento del lado interior.

- **Trote**: levantado y sentado

- Trote levantado: El jinete trota en 2 tiempos, se levantará en la primera batida y se sentará en la otra, este tiempo se realiza en completo equilibrio sin interferir en la estabilidad del caballo. El peso del jinete se transfiere hacia delante, a través de la pelvis, despegándose de su montura, en el grado en el que el peso está sobre los pies (monta con estribos) levantándose y sentándose de forma controlada. Al descender, el jinete cederá al movimiento permitiendo que sus piernas se deslicen hacia abajo, así el movimiento puede bajar y entrar en la articulación TPA. Existe un constante cambio de apoyo de profundo y amplio a estrecha y elevada por tanto se acreditan más los problemas de desequilibrio. El jinete requiere mayor tensión básica que en el paso para el mantenimiento de su estabilidad.

- Trote sentado: El jinete no pierde el contacto de sus isquiones con su montura. El movimiento es absorbido más por la pelvis. En el trote sentado con estribos largos favorece la musculatura por suspensión. La finalidad es que las oscilaciones de la columna del jinete y la del cuadrúpedo coincidan en la misma frecuencia. El movimiento se produce en el dorso del animal ascendente y descendente, hacia arriba y hacia abajo y un desplazamiento de su peso hacia los dos lados como si de una onda se tratase.

- **Galope**: El jinete mantiene la misma postura que en el paso aunque algo más elevado sobre sus estribos con las articulaciones más flexibles para acoplarse al movimiento

- **Carreras (Asiento Jockeys)**

El jinete mantiene su equilibrio sobre tres puntos de apoyo: estribos, rodillas y riendas .Absorberá el impacto con caderas y rodillas.

El jockey de obstáculo lleva los estribos más largos con la finalidad de posiciones estables. En el jockey de trote montado, se retrasa la silla, los estribos son más largos y el pie entra a fondo en ellos.

Posición óptima.: cara interna de la rodilla y parte más proximal de la cara interna de la pierna fijadas un poco hacia atrás, pierna pegada al caballo y vertical desde la rodilla hacia la cara interna de la pierna, muslos más o menós horizontales pegados al caballo, los glúteos lo más hacia atrás posible sin apoyar jamás en los isquiones, columna inclinada hacia adelante.

- **Saltos**

Se abren ligeramente las puntas de los pies para tensar la musculatura de la pierna. El jinete se adherirá con la cara interna y proximal de ambas piernas al animal al abordar el obstáculo, elevando las puntas de los pies, si va sin estribos dejándose ceder por la inercia.

- **Asiento adelantado**

El asiento adelantado comprende todo el repertorio que va desde un asiento ligero, al asiento sobre un obstáculo.

- Posiciones: La posición de la columna del jinete no varía ya que si se inclina hacia adelante por el movimiento de las caderas, los isquiones son empujados hacia atrás por las fuerza hacia delante de la caderas equilibrándose así sus muslos y rodillas. Notará demasiada tensión en muslos y pubis, los isquiones se separan de la montura y la pierna se atrasa demasiado. El jinete llevará la "espalda hueca" (se denomina así cuando los estribos son demasiado largos) y no acompañará los movimientos. La tensión será más alta en el tronco, la rodilla se colocará más adelantada, el estribo irá retrasado por lo que la pierna debido a esta posición recibirá más peso.

- Posición si el jinete va por detrás del movimiento: La columna no flexiona desde las caderas, provocando hiperlordosis, al ser menor la flexión, se produce estiramiento de las piernas, la parte interna proximal de la pierna se adelanta demasiado, los glúteos bajan hacia la parte posterior de la montura por lo que se produce una incapacidad de mover su peso hacia delante. El jinete no es capaz de equilibrar su peso en las rodillas y en estribos .

- Si el jinete va por delante del movimiento: La columna del jinete es demasiado flexible, los isquiones no se retrasan en la medida de lo posible, la parte interna proximal de la pierna se desplaza hacia atrás originando un asiento desequilibrado.

Los desequilibrios del jinete pueden ser por una disimetría originada por la longitud de los estribos. Un estribo demasiado corto provoca un "asiento en silla**" (**es la forma clásica de ir por detrás del movimiento)

Un asiento en silla provoca: Cifosis del jinete , los músculos glúteos se tensan , pierde el contacto con sus isquiones, tensando la espalda, la carga se atrasa hacia la parte posterior, como resultado del contasoporte la cabeza es empujada hacia adelante, los brazos se estiran hacia delante ,pies-piernas ya no cuelgan como un péndulo, se flexan más las rodillas (suben), la cara interna y proximal de la pierna se adelanta bastante, esto ocasionará que los estribos se deslicen hacia el dorso del tarso, el asiento se vuelve inestable y el jinete es proyectado hacia delante.

Si los estribos son demasiados largos se denomina “Espalda hueca”: la presión se sitúa en la parte frontal de la base del asiento, la pelvis se inclina hacia delante formando una hiperlordosis , la barbilla se adelanta salvando el equilibrio, el jinete se sentará sobre su musculatura interna (aductores) creando tensión, la cara interna y proximal de la pierna se atrasa, la punta del pie encuentra el equilibrio. Los músculos están demasiados tensos para adaptarse al movimiento originando rigidez y dolor.

Por tanto, el equilibrio se constituye en la base de apoyo, en el asiento de doma este apoyo es triangular (ya que se apoya en tres puntos), éste debe de asignar el peso de forma homogénea constituyendo un asiento seguro y estable. Las piernas nivelan el asiento como si fuese un péndulo y la espalda debe estar equilibrada. Si el peso no reposa sobre la base del asiento se originan reacciones de desequilibrio de las distintas cadenas musculares.

Foto cadenas mus culares y asiento triangular

- **Asiento de doma**

El jinete presenta dos partes: móvil (incluye desde la rodilla hasta el tercio distal del pie) y la inmóvil que contiene desde la cadera hasta la rodilla.

Sólo presentará un buen equilibrio, si su cabeza y sus pies están en la misma vertical garantizándose su retorno al equilibrio vertical.

Las piernas deben de colgar desde la articulación de la cadera como un péndulo. El muslo se retrasa y se gira ligeramente hacia el interior tanto como permita la cadera, sin quedarse bloqueada permitiendo así que la rodilla obtenga una posición profunda adaptada a la montura. La articulación de la rodilla forma un ligero angulo de flexión

La articulación de la TPA se colocará debajo de la articulacíon de la cadera. Según nuestros estudios observacionales, la medida obtenida en casi la totalidad de la muestra es 10 º de F.D con la rodilla flexionada. En los tratados de equitación refieren mantener tobillos elásticos para absorber los movimientos que provienen de art proximales y “ talones abajo ” ,es decir realizar una flexión dorsal. Si los talones bajan excesivamente pueden bloquear la articulación TPA. El estribo irá colocado en la zona de antepie (metatarsofalángica).

La pantorilla descansa plana en el estómago del animal.

La posición donde se establece el mejor contacto de la posición media de la pelvis con la montura es imaginando una línea vertical desde la espina iliaca anterosuperior al hueso púbico.

Los músculos aductores pueden elevar la pelvis. Cuando se contraen, tensan los glúteos y no se realiza el asiento correcto sobre los isquiones y sí sobre los aductores constituyendo el asiento adelantado.

- **Correcta posición pie-pierna**

Los profesionales de la doma, durante años se entrenan, para conseguir una base de asiento, de apoyo equilibrado y estable. Para obtenerlo deben realizar:

- Girar los pies hacia dentro (aducción de antepie), así se ayuda a relajar la musculatura del asiento (glúteos) en las transiciones. Al girar los pies hacia dentro, nuestros isquiones se separan.

- La posición de la pierna externa tiene su origen en la pelvis y se refleja en la posición de la pantorrilla.

- Flexión/extensión de la rodilla: la gran mayoría de la musculatura de la cadera, también extiende la articulación de la rodilla. Una ligera flexión equivaldría a una posición neutra (posición en la que la capsula articular esta más relajada y la cavidad articular tiene un espacio óptimo).

- La posición neutra de la rodilla implica equilibrio muscular, lo que conlleva que la rodilla se encuentre más flexible.

Las rodillas pueden rotarse cuando están flexionadas, no cuando están extendidas.

- TPA: " talones abajo", lo que implica tobillos elásticos. Un talón correctamente elástico, garantiza la posición correcta del estribo, el pie realiza una ligera supinación con la implicación de los músculos peroneos y tibial anterior (los anatómicos se refieren a ellos como "musculos del estribo"). Realizar flexión dorsal del pie (levantar ligeramente la parte delantera del pie). La zona metatarso-falángica, mantendrá una presión uniforme sobre el estribo.

  La elevación de la parte delantera del pie (flexión dorsal), es a través de movimientos del torso del caballo. Cuando el dorso de éste desciende, el movimiento recorre la pierna del jinete y empuja al calcáneo.

- Pantorrilla plana (cara interna proximal de la pierna) contra el estómago del animal: relajación/tensión de ésta junto con el movimiento de los isquiones del jinete, serán los conductores del caballo.

- **Estribos**

La morfología del dorso del caballo, aporta una cierta simetría al jinete, el cual comprueba el peso, de ambos estribos antes de iniciar la marcha (el peso de ambos estribos debe ser equilibrado).

La longitud de los estribos determina disimetría y por tanto desequilibrios para el binomio jinete-caballo:

- Si un estribo es demasiado largo:

  - la cadera pierde elasticidad, y el jinete no absorberá el movimiento de amortiguación, creando tensión.

  - Se produce una extensión máxima de la cadera, atrasando la pantorrilla, constituyendo lo que se conoce como "asiento ahorquillado"

- Si un estribo es demasiado corto (en cross, saltos…): crea tensión en la cadera y constituirán asiento en silla o sofá, o jinete de pie sobre los estribos.

Montar sin estribo, ayuda a estirar la pierna/cadera. Si el estribo se va hacia medio pie, se le llama pie estribado, y la pantorrilla se adelantara. Si el estribo se va hacia la punta de los dedos, la pierna se atrasara.

Los estribos pueden ser de dos tipos:

- A la inglesa: más aducción de antepié
- A la vaquera: menos aducción de antepié

- **Factores que pueden afectar a la equitación.**
  - Anchura del caballo: por lo general, todos los caballos que se dedican a la equitación, presentan morfología similar, debido a los entrenamientos a los que son sometidos. Si el caballo es estrecho: dificultad para cerrar las piernas (menos capacidad de rotación externa de la cadera), originando rigideces en cadera/miembro inferior. Si el caballo es ancho: más rotación externa de la cadera y abducción, lo que implica que la cadera se extiende hacia su máxima capacidad, provocando desequilibrio por no continuar el movimiento del caballo.
  - Botas muy rígidas (caña): las botas de goma o muy duras, pueden restar movimientos, a la articulación TPA.
  - Ropa: un pantalón muy ajustado, puede restringir los deslizamientos de la rótula.
  - Montura: determinara la postura del jinete, acoplándose o no a un asiento seguro y flexible, ejemplo montura pequeña.
  - Anchura de la pelvis: se ha determinado que las diferencias de estas entre hombres y mujeres, no es determinante para la equitación, ya que las ramas pélvicas, son muy parecidas y no afectan a la base del asiento.
- **Ejercicio del jinete**
  - Estiramiento de aductores
  - Estiramiento musculo anterior de la cadera/pantorrilla
  - Estiramiento de la musculatura posterior
  - Estiramiento de aductores desde el caballo

- Estiramiento de musculatura anterior de la pierna
- Estiramiento de cuádriceps

OBJETIVOS

- Cuantificar los efectos de la disciplina ecuestre en la biomecánica del miembro inferior
- Vincular la equitación con los posibles efectos terapéuticos posturológicos

METODOLOGÍA

Se ha realizado un estudio analítico, transversal, observacional y retrospectivo, donde a una sola muestra de casos, constituida por 9 jinetes, se les ha realizado una serie de medidas y exploraciones para su evaluación del miembro inferior.

El protocolo de exploración ha sido el siguiente:

- Patrón rotador en camilla
- Flexión dorsal de la articulación TPA en camilla y la establecida por el jinete montado.
- Flexión dorsal de la 1ª articulación metatarsofalángica
- Primer radio
- Ángulo de aducción del antepie establecida por el jinete montado

- Ángulo de flexión de rodilla y cadera establecida por el jinete montado

- Balance muscular
- Estudio baropodométrico y registro de la huella antes y después de la monta a caballo
- Estudio de disimetrías
- Preguntas sobre el tipo de monta y hemicuerpo dominante

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

- El jinete permanece en equilibrio constante, precisando de tensión básica de su cuerpo con movimientos mínimos.
- El movimiento del caballo genera movimiento en la pelvis del jinete, ocasionando a su vez movimientos de caderas y columna mejorando la postura y el equilibrio.
- Se produce un aumento de patrones rotadores externos, aumento de la base de sustentación alterando sus centros de gravedad. En los registros de huellas, observamos similitudes en los distintos jinetes con insuficiencia del primer radio. Espasticidad de los músculos Peroneos e implicación del músculo Tibial Anterior y tendencia al acortamiento de la musculatura posterior de la pierna, demostrándose así las sobreprogramaciones de las cadenas musculares.
- El movimiento del paso del caballo es capaz de transferir el modelo del paso a poblaciones con incapacidad para caminar, ampliando los efectos terapéuticos de la EQUINOTERAPIA.
- El jinete debe realizar estiramientos con la finalidad de no restablecer patrones fijos de movimiento musculo-esqueléticos, evitando así contracturas permanentes y deformaciones rígidas estructuradas.
- -La aducción de antepie es más evidente en el estribo inglés que en el vaquero.

BIBLIOGRAFÍA

- Susanne von Dietza, ”Equilibrio en movimiento”. Editorial Tutor, 2006, pp 32-53,112-135.
- Pierre Chambry, “La Equitación” Editorial Hispano-Europea, 1993, pp 158-215.
- Franco Faggiani, “El libro del caballo” Editorial Anaya, 1993, pp 14-35.

4. EL BAILE FLAMENCO Y SU RELACION CON EL JUANETE DE SASTRE

Autores:
Nadia Salti Pozo
José Manuel Castillo López
Cristina Algaba Guisado

Introducción
El baile flamenco profesional requiere exigencias físicas y el uso de un determinado equipamiento, entre ellos el calzado, que pueden condicionar lesiones y deformidades severas en los pies.

Entre estas deformidades posibles se encuentran el Juanete de Sastre y el quinto dedo aducto-varo, que se relacionan tradicionalmente con la inestabilidad lateral del antepié y la presión del calzado de puntera y de tacón.

El Juanete de Sastre es una deformidad que se describe como una prominencia lateral en la cabeza del quinto metatarsiano, asociada a la desviación medial del quinto dedo y a una desviación lateral del V metatarsiano.

Material y método
Objetivo
La prevalencia de estas patologías entre la población profesional de bailaores y bailaoras y su posible relación con factores intrínsecos al flamenco como el calzado, la edad o el sexo son objeto del presente estudio.

Se trata de un estudio observacional transversal realizado sobre 27 participantes, 40 pies de bailaoras y 14 de bailaores profesionales de flamenco.

Resultados
Los resultados muestran que 8 pies presentaban Juanete de Sastre, el 14.8%. No se determina relación entre la presencia de Juanete de Sastre y las variables sexo, altura de

tacón, edad, y horas de baile flamenco por semana. Pero sí, entre Juanete de Sastre y la capacidad de flexión dorsal de tobillo (P=0.034) y los años de actividad (P=0.019).
La prevalencia del quinto dedo adducto varo es del 35% de la población.
No se ha encontrado relación significativa entre ambas deformidades, Juanete de Sastre y quinto dedo aducto-varo, ni globalmente ni por sexo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Calvo JB. 1988. La medicina de la danza. JANO 35 (838): 93-98.
2. Vargas A. El baile flamenco: Estudio descriptivo, biomecánico y condición física.
   [Tesis Doctoral]. Cádiz: Universidad de Cádiz; 2005.
3. Quer A, Pérez E. 2004. El Pie en el Flamenco. El Peu 24 (1): 8-14.
4. Bejjanni FJ, Halpem N, Pio A, Domínguez R, et al. 1988. Musculoskeletal Demands on Flamenco Dancer: A Clinical and Biomechanical Study. Foot Ankle 8 (5): 252-63.
5. Calvo JB, Gómez Pellizco. 2000.Flamenco Dance Injuries. The Spanish Experience. Tenth Annual Meeting of the International Association for Dance Medicine and Science. Miami. http://www.nureyev-medical.org/pro_reche rche2.php?selection
6. Castillo JM. 2010. El flamenco en el área de las ciencias de la salud: líneas de investigación. En: Díaz JM, Escobar F. Actas II Congreso Interdisciplinar Investigación y Flamenco. Universidad de Sevilla (Sevilla): P 129-137.
7. Lozano SG, Santonja F, Vargas A. 2008. El dolor de espalda en el baile flamenco y la danza clásica. *Revista CIFT* 1(1): 13-15.
8. Castillo JM, Pérez J, Algaba C. 2010. Estudio preliminar. Patologías digitales más frecuentes en el pie de la bailaora de flamenco. *Revista CIFT,* 3 (3): 15-19.
9. Castillo JM et al. 2010. Patologías podológicas en la bailaora de flamenco profesional. Póster Científico. 41 Congreso Nacional de Podología. Gijón
10. Lozano SG, Santonja F, Vargas A, et al. 2010. Antecedentes de algias vertebrales en bailarinas. Cultura, Ciencia y Deporte 6 (15).
11. Gómez R, González A, et al. 2012. Estudio cinemático de una bailaora de flamenco.Revista CIFT 5(5): 13-21.
12. Vargas A, Castillo JM, et al. 2012. Estudio cinemático de una bailaora de flamenco. Revista CIFT 5(5): 40-45.

13. Castillo JM et al. 2011. El Hallux Abductus Valgus en la bailaora de flamenco. Revista CIFT 4(4): 19-24.
14. Lelièvre J, Lelièvre JF. 1982. Patología del Pie. 4ª Ed. Barcelona: Masson.
15. Goldcher A. 1992. Manual de Podología. Barcelona: Masson.
16. Viladot A. 1984. Patología del antepié. 3ª Ed. Barcelona: Toray.
17. Cooper MT. 2010. The Bunionette Deformity: Overview and Classification. Tech Foot Ankle Surg 9(1): 2-4.
18. Pontious J, Brook J, Hillstrom H. 1996. Tailor´s Bunion Is Fixation Necessary? J Am Podiatr Med Assoc 86(2): 63-73.
19. Valero J. 1995. Cirugia del juanete de sastre. Rev Esp Pod 6 (8) : 408-417.
20. Davies H. 1949. Metatarsus quinto valgus. Br Med J 1: 664-665.
21. Fallat L, Buckholz J. 1980. An Analysis of the Tailor´s Bunion by Radiographic and Anatomical Display. J Am Podiactr Med Assoc 70(12): 597-603.
22. Ateca R, Valero J. 1995. Biomecanica del quinto dedo y del quinto metatarsiano Apuntes. Rev Esp Pod 6(7): 339-348.

5. EFECTO DE LA CUÑA DE ANTEPIE VARO SOBRE LA CALA. A propósito de un caso.

Autores:
Olympia Mora Carrero
Pilar Candil Castro
Carmen M. Romero Pérez
Javier Ramos Ortega

INTRODUCCIÓN

Hoy en día, el ciclismo para muchos deportistas, no solo es un deporte, sino que va más allá, es una forma de vida, tanto para el deportista profesional como para el aficionado. Nuestra labor como profesionales en la podología es la optimización del rendimiento, prevención o recuperación de lesiones.

Este caso clínico trata de un ciclista aficionado que presenta tendinitis de rotadores externos de ambas rodillas, expresando su frustración por su incapacidad de seguir practicando dicho deporte por el dolor.

OBJETIVOS

El ciclismo tiene la característica de que no se realiza carga sobre el retropié por lo que se hace difícil el control de pronaciones excesivas a ese nivel. Ramos J describe que estas pronaciones llevan asociadas rotaciones internas de rodilla las cuales van a generar momentos anómalos (inciden principalmente sobre los rotadores de rodilla).

El elemento más importante en el ciclismo es el antepié, desde donde podemos controlar esas pronaciones utilizando para ello ángulos de antepié sobre los soportes plantares. Pero en ocasiones dicho elementos no son suficientes, por lo que nuestro objetivo es controlar esas pronaciones excesivas desde la cala colocando ángulos que modifiquen el plano de trabajo.

Lograr un efecto de cuña de antepié varo actuando internamente, es decir, sobre la cala de la zapatillas de ciclismo de montaña, ya que, se presenta insuficiente actuar sobre el soporte plantar. De esta manera conseguiremos que disminuya la pronación de la asa, por consiguiente una rotación interna tibial disminuida, eliminando tensión en la parte externa, mejorando simultáneamente el dolor.

METODOLOGÍA

La valoración biomecánica de un ciclista no difiere de la que le realizaremos a cualquier deportista con la necesidad de valorar determinados parámetros del miembro inferior que influirán de manera considerable en la biomecánica del ciclista: disimetrías, parámetros rotacionales y torsionales, ángulo Q y prono-supinación del pie. Con ello obtendremos un primer planteamiento del estado del miembro inferior cuando comienza a pedalear.

Posteriormente analizamos el gesto del pedaleo utilizando para ello un rodillo sobre el cual montamos la bicicleta, comparando los cambios sin y con soportes plantares los cuales actúan controlando la pronación a nivel del retropié y del antepié. Para un mejor análisis se filma con una cámara de alta velocidad (Casio Exilim EXF1)

A continuación efectuamos una segunda grabación, esta vez incorporando un elemento nuevo externo. Se trata de colocar pequeñas tiras de forma provisional de resina de 1,8 mm de grosor en la parte interna entre la cala y el calzado.

Una vez comprobado que el grosor es suficiente para disminuir la pronación del asa, nos disponerlo a realizar la cuña de forma definitiva:

1. Dibujamos el contorno de la cala sobre la suela para volver a ponerla en la misma posición una vez incorporada la cuña (Figura1).

Figura1. Contorno de la cala

2. Desatornillamos la cala, y la usamos para dibujar su contorno en una plancha de resina de 1.8 mm o se puede jugar con diferentes grosores y fusionarlas con la aplicación de calor, de modo que sumen 1,8 mm de grosor (Figura 2).

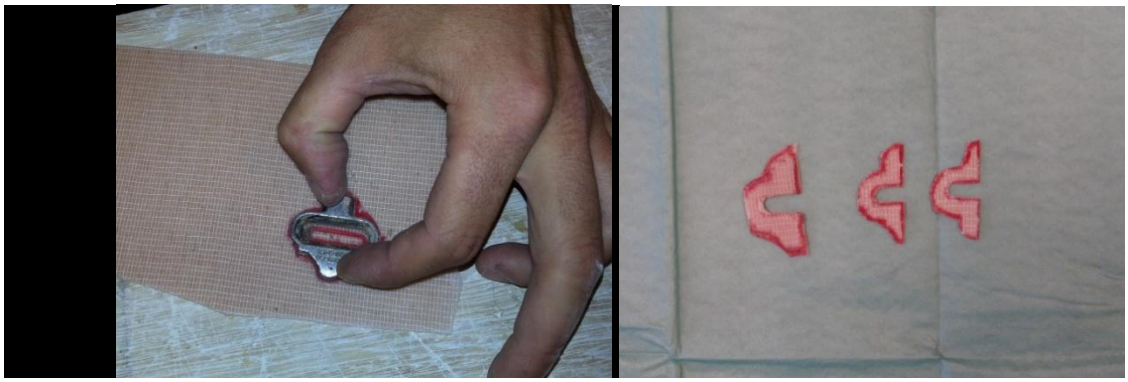
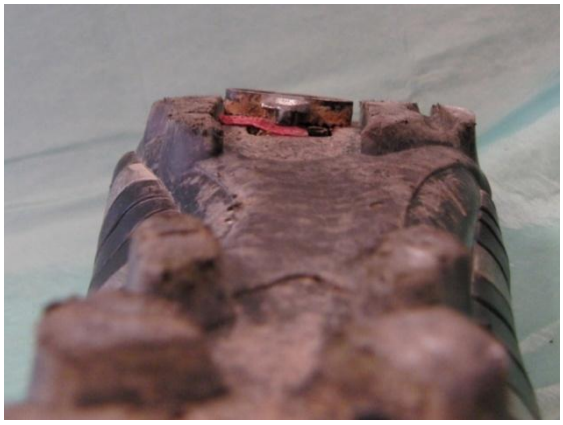


Figura 2.dibujar en la cala en la resina

3. Una vez obtenida la cuña, la colocamos en la parte interna, entre la suela y la cala, aplicando calor para darle forma y permitir que se adapte perfectamente a la suela (Figura 3).

Figura 3. Adaptación de la cuña en la suela

4. Por último, atornillamos la cala a la altura donde marca el contorno que dibujamos anteriormente (Figura 4).



- Figura 4. Colación de la cala

RESULTADOS

Con el análisis comparativo de los videos con y sin la cuña externa de antepié varo, podemos decir que el efecto es mucho mayor si el estímulo se realiza directamente en la cala, frenando la pronación aumentada de la ASA por la estabilización de antepié.

DISCUSIÓN

Es necesario realizar un estudio biomecánico íntegro para detectar los mecanismos causales de la patología como insisten O'Donoghue y Slocum en sus estudios. En los ciclistas hay que tener muy en cuenta la estabilidad del primer radio, ya que será la estructura más importante de la propulsión del pedal, tal y como queda constatado en los estudios realizados por Sanderson y henning, por ello, dicha insuficiencia puede ser causas de patologías, como describimos en el caso clínico. Un primer radio insuficiente produce un aumento de la pronación de la ASA, lo que induce a una rotación tibial interna, lo que tiene como resultado tendinitis en los rotadores externos por sobrecarga.

Según Wanich, Hodgkins y Columbier, es importante realizar el estudio teniendo en cuenta el ajuste de la cala, porque las compensaciones que conlleva una posición incorrecta, puede llevarnos a datos erróneos, además de causar lesiones.

Con los resultados obtenidos hemos comprobado que el estímulo es mucho mayor como elemento externo, justo en la cala, puesto que ésta se encuentra en contacto directo con el pedal que es donde la energía es transferida desde el ciclista a la máquina. Además debemos tener en cuenta que los elementos en retropié van a tener un efecto menor, por lo que se hace necesario actuar también en antepié.

El proceso para la determinación del grosor necesario de la cuña exterior ha de ser gradual, comprobando en todo momento los cambios a fin de no causar patologías por transferencia.

Hemos utilizado la resina como material de elección para la cuña, porque es compacta, resistente a la acción mecánica y moldeable a bajas temperaturas que nos permitirá su adaptación perfecta a la suela del calzado.

BIBLIOGRAFÍA:

1. Pruitt AL. The cyclist´s Knee: *Anatomical and biomechanical considerations*. En: ER Burke MM Newsom, editor. Medical and Scientific Aspect of Cycling. Campaing: Human Kinetics; 1988.p. 185-201.

2. Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, et al. Cycling injuries of the lower extremity. J Am Acad Orthop Surg . 2007; 15(12): 748-756.
3. Ramos J. Podología Deportiva: *Biomecánica y ajustes en el ciclismo*, 1º Edición. Ediciones especializadas Europeas, Barcelona 20011; 4,63-76.
4. Francis PR, *Injury prevention for cyclist: A biomechanical approach*. En: Bruke ER, editor. Science of cycling. Campaing, IL:Human Kinetics Books; p.145-84.
5. Ramos D, Rubio J.A, Martínez F, Fermín Cristina, Trigueros E, Jiménez F. *Nuevos métodos de valoración de las tendinopatías de rodilla en el ciclista*. *Apunts. Medicina de l'Esport*, Volume 45, Issue 167:209-212.
6. Castellote J.M, *Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista.* Archivos de Medicina del Deporte. Archivos de Medicina del Deporte. Volumen III, 11: 233-238.
7. HAUSHALTER, G., LANG, G.: Le pied du cyc1iste. Considérations biomécaniques. Medecine du Sport. 6: 438. 1982.

6. DISIMETRÍAS Y CICLISMO. COMPENSACIONES EN LA CALA.

Autores:
Pilar Candil Castro
Olympia Mora Carrero
Carmen M. Romero Pérez
Javier Ramos Ortega

INTRODUCCIÓN

La práctica del ciclismo se ha visto incrementada en los últimos años, lo cual ha llevado al incremento de consultas por parte de este tipo de pacientes, siendo una de las más frecuentes la presencia de disimetrías. La solución pasará por un ajuste exacto del binomio (máquina-ciclista) y la compensación de la disimetría. Las características técnicas de las zapatillas del ciclismo de carretera y de montaña hacen diferentes la metodología de aplicación de tratamientos según el terreno, debiendo analizar y desarrollar un correcto tratamiento en cada supuesto.

OBJETIVOS

Compensar la disimetría de forma que podamos reinsertar al paciente en su actividad deportiva normal lo más rápido posible, teniendo en cuenta el terreno de práctica del deporte, las características del calzado y la capacidad de adaptación del paciente ante un nuevo cambio.

METODOLOGÍA

En primer lugar realizamos un estudio biomecánico exhaustivo tanto en dinámica como en estática para la valoración de la disimetría.

En un segundo lugar realizaremos la medición específica para valorar la diferencia de miembros a la hora de la realización del deporte:

- La longitud total efectiva del miembro se toma desde la cadera (marcada por la altura del sillín) hasta el antepié y no hasta el talón, ya que dicha zona es la que se ancla al pedal a través de la cala y será la encargada de aplicar toda la fuerza sobre el pedal (Figura 1).

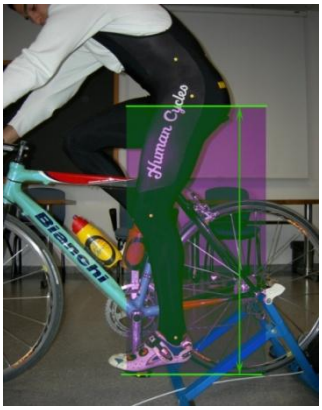


Figura 1: Longitud del miembro del ciclista

Y en tercer lugar valoración de las compensaciones. Como no queremos modificar la morfofuncionalidad de las estructuras del paciente, para esta patología vamos a actuar en la altura de la cala.

Para esta compensación seguiremos los mismos protocolos que utilizamos con los pacientes, sólo que ahora dicha compensación se colocará en la zapatilla del ciclista y deberemos de hacer una diferenciación entre el ciclismo de montaña y el de carretera.

· <u>Ciclismo de carretera</u>

1º. Pintar el contorno de la cala sobre la suela para volver a ponerla en la misma posición una vez hayamos intercalado el alza.

2º. Desatornillamos la cala, la cual nos servirá de plantilla para confeccionar el alza (Figura 2).

Figura 2: Alza de polipropileno de 0,5 cm.

3º. El material del cual se compondrá el alza será polipropileno, ya que al ser un termoplástico es rígido pero moldeable y su presentación en distintos tamaños nos facilita la combinación de estos hasta llegar al tamaño deseado. Si el grosor es muy grande deberemos conformarla por capas dándole la angulación necesaria y pegando capas hasta llegar al compuesto final (Figura 3).

Figura 3: Alza de 3 cm.

4º. Plasmamos la forma de la cala en el termoplástico y la moldeamos hasta conseguir el objetivo deseado. Una vez finalizado se colocará entre la suela y la cala.

· Ciclismo de montaña

Las zapatillas del ciclismo de montaña deben de tener una suela ante la necesidad de tener que bajarse de la bicicleta y ponerse a andar. La cala es más pequeña que la de carretera y se encuentra encastrada dentro de la suela. Ante esta situación, se plantean diversas soluciones:

1º. Dismetría pequeña → Palmilla de espuma de poliuretano (único caso) de alta densidad dentro del zapato (siempre que no hubiese conflictos de espacio).

2º. Zapatillas que pueden desatornillarse los elementos que componen la suela → en cuyo caso colocaríamos el alza sobre la cala y estos, es decir, pegada a la suela entre la de la bota y la suela (Figura 4).

Figura 4: Alza para una zapatilla de montaña

3º. Si no podemos solucionarlo a través de los puntos anteriores, deberemos colocarla entre la suela y la cala a pesar de que ésta sobresalga, debiendo informar adecuadamente al ciclista de dicha circunstancia. Tanto para este punto como para el anterior, deberemos proceder de la misma manera que para la zapatilla de carretera en el supuesto de que el alza a confeccionar tuviese un grosor considerable.

Una vez colocada el alza, es necesario volver a ajustar la altura y retroceso del sillín, pero siempre se tomará como referencia la pierna más larga ya que de otra manera lo estaríamos haciendo mal

RESULTADOS

Rehabilitación y reinserción del paciente a su actividad deportiva de forma totalmente inmediata, así como, eliminación de riesgos de sufrir patologías secundarias a una mala práctica derivada de un mal uso de la máquina.

DISCUSIÓN

La práctica del ciclismo ha sufrido en los últimos años un creciente auge en la población, bien por la difusión mediática de la necesidad de desarrollar hábitos saludables o por el fomento como medio de transporte en algunas ciudades a través de los carriles bici. Como consecuencia de este incremento, también aumenta la posibilidad de desarrollar lesiones por parte de los ciclistas como consecuencia de alteraciones biomecánicas en su miembro inferior.

La aparición de lesiones va a ser bien por causas extrínsecas concernientes a un mal ajuste entre la máquina y el ciclista (tecnopatías) siendo las más frecuentes la altura o retroceso del sillín o la posición de la cala. Por otra parte están las causas intrínsecas, siendo los desequilibrios prono-supinatorios y las disimetrías las más frecuentes.

Las características biomecánicas del ciclismo hacen que sea más complicado el tratamiento de las dismetrías que en otros deportes y por lo tanto, es necesario conocer la metodología a la hora de elaborar una compensación para la misma, ya que podemos generar modificaciones que agravarán las posibles patologías derivadas de ésta. En el caso de que estemos ante un ciclista de carretera, el alza se colocará entre la suela y la cala, y si por el contrario practica ciclismo de montaña, deberemos valorar la mejor opción de entre las planteadas, es decir, dentro de la zapatilla o entre la cala y la suela. No olvida que si el grosor del alza es significativo, deberemos de adaptarla a la curvatura que presenta la zapatilla en la zona metatarsal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Timmer C. Cycling Biomechanics: A Literature Review. J Orthop Sports Phys Ther 1991; : 106-113.
2. Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Iliotibial band syndrome in cyclists. Am J Sports Med 1993; 21(3): 419-424.

3. Ericson MO, Bratt A, Nisell R, et al. Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. Scand J Rehabil Med 1986; 18(4): 165-172.
4. Hannaford DR, Moran GT, Hlavac HF. Video analysis and treatment of overuse knee injury in cycling: a limited clinical study. Clin Podiatr Med Surg 1986; 3(4): 671-678.
5. Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Lower extremity overuse in bicycling. Clin Sports Med 1994; 13(1): 187-205.
6. Knee Pain: A Biomechanical Analysis in Elite Cyclist. Final report to the United State
Olympic Committee Sport Science Division; November; ; 1992.
7. Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The Influence of Cadence and Power Output on Force Application and In-Shoe Pressure Distribution during Cycling Competitive and
Recreational Cyclist.
J Sports Sci 2000; 18: 173-181.

7. LA IMPORTANCIA DEL AJUSTE CALA-PEDAL

Autores:
Javier Ramos Ortega
Pilar Candil Castro
Rocío Melero Suárez
Miriam Salti Pozo
Nadia Salti Pozo

INTRODUCCIÓN

El pedal es la principal área de conexión entre la bicicleta y el corredor y el lugar donde la energía es transferida desde el ciclista a la máquina. La posición aceptada más comúnmente para el pie relativo al pedal es el alineamiento de la cabeza del I metatarsiano con el eje del pedal [1,2].

OBJETIVOS

Determinar el ajuste exacto de la cala reduciendo de esta manera las tensiones de los tejidos y articulaciones aprovechando al máximo toda la potencia desarrollada

Conocer las posibles patologías derivadas de un mal ajuste cala-pedal.

METODOLOGÍA

Para la determinación de la posición de la cala en su ajuste rotación se realiza:

1.- Un registro de las variables rotacionales y torsionales del miembro inferior del ciclista: rotación interna y externa de caderas, ángulo Q, torsión tibial.

2.- Una fotografía de la suela de la zapatilla en la que se hacen las siguientes mediciones: el ángulo formado entre la base de la cala y la perpendicular al eje longitudinal de la zapatilla al cual le denominamos "ángulo foto"; la segunda es la posición relativa de la cala con respecto a la longitud de la zapatilla denominada distancia punta-cala y se calcula dividiendo la distancia desde la punta de la zapatilla hasta la base de la cala entre la longitud total de la zapatilla.

3.- Una radiografía del pie con la zapatilla sobre la cual y con software AutoCAD® calculamos el ángulo entre la base de la cala y el eje del tarso (ángulo cala-tarso menor), el formado entre la base de la cala y el eje del II metatarsiano (ángulo cala-II metatarsiano), el ángulo de aducción de antepié y la distancia entre la base de la cala y la cabeza del I metatarsiano.

Se procede al cálculo estadístico mediante coeficientes de regresión lineal de los modelos ángulo foto, ángulo cala-tarso menor y ángulo cala-II metatarsiano (determinan la posición rotacional de la cala) y los modelos distancia cala-I metatarsiano y distancia punta-cala (determinan la posición longitudinal de la cala)

RESULTADOS

Una vez analizados todos los resultados, podemos confirmar que podríamos ajustar la cala para cada miembro inferior del ciclista a partir de las características propias del mismo. Para un ajuste rotacional necesitaríamos cuantificar la rotación externa, el ángulo Q y el de aducción del antepié y para una determinación anteroposterior, se colocará siempre en el punto correspondiente al 43% de la longitud de la zapatilla medido desde la punta.

DISCUSIÓN

Los datos obtenidos coinciden con los obtenidos por González y Hull [3] ya que determinan que la posición idónea es aquella en la que la cala se encuentra al 54% de la **longitud de la zapatilla** medido desde el retropié, o lo que es lo mismo, al 46 % desde la punta. A partir de aquí podemos evitar la posible aparición de lesiones por dicho mal ajuste tales como sobrecargas de los cuádriceps en caso de una posición retrasada o de gemelos en una adelantada [4] así como tensiones excesivas en los ligamentos de la rodilla.

Una colocación del pedal anterior o posterior afecta a la longitud del miembro y por lo tanto a la altura del sillín, en caso de que ambas calas no se encuentren a igual longitud, podemos estar trabajando de forma asimétrica, con la consecuente potencial aparición de lesiones como el síndrome de la cintilla iliotibial. Vey Mestdagh [4] afirma que una parte de la longitud del pie ha de tenerse en cuenta para la altura del sillín ya que va a influir en los grados de flexión plantar.

Estamos de acuerdo con Sanderson et al.[5,6], los cuales analizaron la distribución de las presiones durante el pedaleo, descubriendo que la posición más adecuada del pie sobre el pedal es haciendo incidir la **cabeza del I metatarsiano** sobre el eje del pedal. Se puede afirmar que la posición longitudinal de la cala no van a afectar ni el tipo de fórmula metatarsal ni el nº de calzado del ciclista, sino que va a ser siempre una constante.

Se puede decir que podemos aplicar las consecuencias de las modificaciones en pro de técnicas de rehabilitación de tal manera que sabiendo la posición de la cala para dicho ciclista, podremos regular la tensión de un tendón de Aquiles dañado o trabajar la dorsiflexión de un tobillo postraumático retrasando más o menos la cala; o ayudar a la rehabilitación de una rodilla con una lesión del cruzado anterior o con condromalacia rotuliana adelantándola (aumenta la flexión dorsal de tobillo disminuyendo la de rodilla) [7,8]

Nos planteamos también el ajuste rotacional, para el que se han empleado los ángulos de aducción de antepié, la rotación externa de caderas y el ángulo Q.

La posición rotacional de la cala influye en la variación de los momentos de rodilla, la angulación en abducción de la cala produce desplazamientos hacia lateral de la rodilla y a la inversa

Los desplazamientos de la rótula son controlados por los vastos medial y lateral, de tal manera que dichas variaciones de patrones asociados a los ajustes de los pedales podrían ser la causa de las lesiones más frecuentes en este deporte como son la condromalacia rotuliana o la tendinitis rotuliana.

La posición de la cala puede variar el **ángulo Q**, puesto que modificaría la posición de la tuberosidad anterior de la tibia, punto de inserción del tendón rotuliano. Por lo tanto, posiciones muy externas de la cala aumentarán el valor del ángulo Q y viceversa. Un incremento del ángulo Q ha sido asociado con recurrentes subluxaciones rotulianas, condromalacia o artrosis femoropatelar y bursitis del trocánter mayor. Esto justifica la importancia de este ángulo a la hora de posicionar la cala ya que podríamos estar alterando su valor e influenciando en el desarrollo de los momentos normales.

Las posiciones de la cala en excesiva rotación externa ocasionan las lesiones más frecuentes a nivel anterior de rodilla, tendinitis rotuliana, del cuádriceps o condromalacia, siendo éstas las mismas patologías que para cuando el ángulo Q está aumentado.

Los movimientos rotacionales a nivel de la cadera durante el pedaleo no son puros, sino que llevan asociados movimientos de aducción y abducción.

Con respecto a la **rotación externa de cadera** es más favorable potencialmente hablando que el punto de partida sea en una leve rotación externa para poder tener mayor amplitud en el movimiento deseado y poder desarrollar un momento mayor. Desde un punto de vista muscular, el glúteo mayor es el encargado de desarrollar el momento extensor de caderas principalmente, siendo éste además de extensor, rotador externo de tal manera que si partimos desde un punto externo, colocamos al músculo en una posición en la cual toda su energía la va a aplicar en la extensión. Además una posición mantenida más en rotación interna aumentaría la compresión del glúteo mayor sobre el trocánter mayor del fémur pudiendo desarrollar una bursitis en éste [9].

BILIOGRAFÍA

1. Ruby P, Hull ML, Kirby KA, et al. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. J Biomech . 1992; 25(10): 1195-1207.

2. Callaghan MJ , Phil M. Lower Body Problems and Injury in Cycling. Journal of Bodywork and Movement Therapies . 2005; 9: 226-236.

3. Gonzalez H , Hull ML. Multivariable optimization of cycling biomechanics. J Biomech . 1989; 22(11-12): 1151-1161.

4. de Vey Mestdagh K. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. Appl Ergon . 1998; 29(5): 325-334.

5. Sanderson DJ, Black AH , Montgomery J. The Effect of Varus and Valgus Wedges on Coronal Plane Knee Motion During Steady-Rate Cycling. Clin J Sport Med . 1994; 4:120-124.

6. Sanderson DJ, Hennig EM , Black AH. The Influence of Cadence and Power Output on Force Application and In-Shoe Pressure Distribution during Cycling Competitive and Recreational Cyclist. J Sports Sci . 2000; 18: 173-181.

7. O'Brien T. Lower extremity cycling biomechanics. A review and theoretical discussion. J Am Podiatr Med Assoc . 1991; 81(11): 585-592.

8. Timmer C. Cycling Biomechanics: A Literature Review. J Orthop Sports Phys Ther. 1991; : 106-113.

9. Sanner WH , O'Halloran WD. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. J Am Podiatr Med Assoc . 2000; 90(7): 354-376

CALZADO MINIMALISTA VERSUS AMORTIGUADO EN LA CARRERA A PIE

Autores:

-Joan Lluch Fruns**.** Profesor asociado Departamento Podología de la Universitat de Barcelona. Licenciado en Podología por CESPU. Máster Oficial de Rendimiento Deportivo: Tecnificación y Alto Nivel por INEFC.

-Marc Roig Tió**.** Fisioterapeuta. Atleta de élite equipo ASICS® de maratón. Máster Oficial de Rendimiento Deportivo: Tecnificación y Alto Nivel por INEFC.

Resumen:

Esta comunicación pretende explicar que entendemos por calzado minimalista para la carrera atlética. Describir cuales son las principales características del calzado con grandes grosores y amortiguación en la entresuela.

Cual debe ser y como se ejecuta la *técnica de carrera* correcta para cada una de estas clases de zapatillas (Rius, 2005), para la prevención de lesiones y aumentar las prestaciones en el rendimiento (Ferro, 2001).

Comentar las ventajas y desventajas del calzado amortiguado y del minimalista; respondiendo a preguntas actuales de los atletas como: ¿realmente disminuyen el impacto las suelas gruesas amortiguadoras?¿son más inestables?¿son nocivas? o por otra parte cuestiones como: ¿el calzado minimalista puede utilizarse con técnica pendular?¿reduce los picos de impacto?¿es menos agresiva para los tejidos?; así como las comentar las diferencias sustanciales de los estudios de cinética realizados con plataformas de fuerzas (Lieberman, 2010) u otros estudios con otros sistemas de registro.

Describir el material que existe en la actualidad en el mercado y como podemos orientar a nuestros deportistas para la mejor elección de un u otro tipo de zapatilla de "running".

Bibliografia

Lieberman, D. *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners.* Nature. Vol 463 (2010)

Ferro, A. *La carrera de velocidad. Metodología de análisis biomecánico.* Librerías deportivas Esteban Sanz. Madrid. (2001).

Rius, J. *Metodología y técnicas de Atletismo*. Paidotribo. Badalona. (2005).

Chi, K. J. & Schmitt, D. *Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running.* J. Biomech. 38, 1387–1395 (2005).

Van Gent, R. N. et al. *Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review*. Br. J. Sports Med. 41, 469–480 (2007).

Richards, C. E., Magin, P. J. & Calister, R. *Is your prescription of distance running shoes evidence-based?* Br. J. Sports Med. 43, 159–162 (2009).

Logan, S; Hunter, I; Hopkins, J; Feland, B; Parcell, A.C. *Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners*. Journal of Sports Science and Medicine (2010) 9, 147-153

Novacheck, T. *The biomechanics of running*. Gait & Posture 7 (1998) 77–95

De Wit, B; De Clercq, D; Aerts, P. *Biomechanical analysis of the stance phase during*

barefoot and shod running. Journal of Biomechanics 33 (2000) 269}278

López del Amo, J.L. (2006). *Análisis de la salida de tacos en atletismo mediante la creación de un sistema de medición instrumentalizado* (tesis doctoral). Barcelona: Universitat de Barcelona. Departament de Teoria i Història de l'Educació; Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya.