

APORTACIONES DEL ANÁLISIS NO LINEAL AL ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA

NONLINEAR ANALYSIS CONTRIBUTIONS TO THE STUDY OF HUMAN GAIT

La importancia que ha adquirido la actividad física en el ámbito de la salud en la sociedad actual, ha provocado un incremento considerable en ciertas disciplinas próximas al ámbito deportivo y, muy especialmente, la Biomecánica.

La biomecánica es una ciencia que proviene de muy antiguo, aunque sigue siendo relativamente joven como disciplina autónoma y en constante evolución, de ahí que exista un número elevado de definiciones para su contextualización.

Atendiendo a su etimología, biomecánica procede del griego “*bios*” (vida) y “*mekanikos*” (perteneciente o relativo a la mecánica; que se hace con o cómo mecánica); establecer los principios y métodos de la aplicación mecánica al estudio de las estructuras y fundamentos de los sistemas biológicos. Por ello, se podría definir como “ciencia que investiga la explicación mecánica de los fenómenos vitales”, procedente de Descartes, fundador de la biomecánica en su “Tratado del hombre”, donde intentó explicar los movimientos de las vísceras por las leyes de la física¹.

BIOMECÁNICA CLÁSICA VERSUS BIOMECÁNICA COMPLEJA

La biomecánica clásica ha dedicado sus esfuerzos a comprender y explicar el movimiento del

ser humano a través de leyes físicas y reglas matemáticas con carácter lineal, de tal forma que si tenemos en cuenta una causa inicial podremos conocer como se encuentra el sistema en cualquier punto de su evolución, así como su efecto final y viceversa. Además, pequeños cambios en las condiciones iniciales del sistema supondrán pequeñas variaciones en el resultado final, acordes con la magnitud del cambio planteado.

Otro aspecto a tener en cuenta, siguiendo con esta visión determinista, es que la biomecánica tiende a estandarizar los sistemas estudiados al objeto de simplificar su investigación y comprensión, de forma que su explicación resulte fácil de entender sin tener que hacer referencia a complicadas relaciones no matemáticas o donde la aleatoriedad pueda intervenir de forma decisiva en su desarrollo. Así, incluso conociendo cómo se rige el funcionamiento del control neurológico del equilibrio y la dinámica del movimiento humano, adaptándose en cada instante y proponiendo soluciones particulares y únicas a cada variable que afecta al individuo mientras está en bipedestación o realiza la marcha, la biomecánica clásica explica estos sistemas biológicos a través del estudio exhaustivo de un gesto (por ejemplo, uno de los múltiples pasos que se ejecutan durante el caminar del sujeto o una foto fija procedente de la estática sobre los dos pies) o bien, se normaliza un número determinado de estas señales en forma de promedio.

M^a Dolores Sánchez¹

Blanca de la Cruz²

José Algaba³

José Naranjo⁴

¹Licenciada en Medicina y Cirugía. Especialista en Medicina de la Educación Física, Doctora por la Universidad de Sevilla. Centro Andaluz de Medicina del Deporte de Sevilla

²Licenciada en Ciencias de la Actividad Física y Deporte. Diplomada en Fisioterapia. Doctora por la Universidad de Pablo de Olavide Dpto. de Fisioterapia, Universidad de Sevilla

³Licenciado en Podología. Doctor por la Universidad de Sevilla. Dpto. de Podología, Universidad de Sevilla

⁴Licenciado en Medicina y Cirugía. Especialista en Medicina de la Educación Física. Doctor por la Universidad de Sevilla Dpto. de Deporte e Informática, Universidad Pablo de Olavide (Sevilla)

CORRESPONDENCIA:

Jose Naranjo Orellana
Universidad Pablo de Olavide
Crtra. de Utrera, km 1. 41013 Sevilla.
E-mail: jnarore@upo.es

Aceptado: 09.11.2011 / Revisión n° 236

Esto tiene su influencia en aspectos clínicos tales como el planteamiento de la actuación correctora de la marcha que provoca la aparición de lesiones en las articulaciones o zonas anatómicas del aparato locomotor. Al observar, por ejemplo, la marcha de un individuo se pretende razonar la aparición de la patología a través del comportamiento del pie durante un paso modelo extrapolado de aquellos que han sido observados por el investigador bajo unas condiciones muy determinadas; inclusive, sin tener en cuenta factores con reconocida influencia sobre ciertos aspectos fundamentales de la marcha y que provocan que ésta sea modificada sustancialmente, tales como el terreno, tipo de calzado utilizado, presencia o no de obstáculos, tipo de actividad realizada, condiciones climático-ambientales, etc.

Las herramientas de análisis tradicionales asumen que cada ciclo del movimiento o momento de equilibrio humano es independiente de los ciclos o momentos pasados y futuros, así como presuponen que las posibles variaciones que ocurren entre los ciclos son aleatorias. Pero aún más, dichas herramientas pueden enmascarar la verdadera estructura de la variabilidad, ya que los datos cinéticos y/o cinemáticos de unos cuantos ciclos son promediados para generar un cuadro modelo del patrón de movimiento expuesto. En este proceso, que suele acompañarse con frecuencia de una normalización, se pierden las variaciones temporales del patrón de movimiento o equilibrio².

Por el contrario, desde el punto de vista de la teoría del caos determinista, el estudio de la biomecánica se presenta de forma diferente pues se considera al sistema neuro-músculo-esquelético como un sistema dinámico no lineal y a la marcha como un fenómeno complejo³.

Esta complejidad ya fue defendida en 1971 por John Stapp⁴ durante la clausura del "Symposium de modelos biodinámicos y sus aplicaciones". El resultado de esta complejidad estructural es un sistema complejo funcional lo cual es una variable inherente. Entendemos por sistema complejo aquel en el que existen importantes interrelaciones entre sus elementos de forma que de estas relaciones surgen propiedades nuevas no explicables por las de los elementos aislados. Cuando un sistema complejo evoluciona o cam-

bia de estado en función del tiempo se dice que es un sistema dinámico.

En 1993, Newell y Corcos⁵ afirmaron que la variabilidad observada en la marcha es inherente a todos los sistemas biológicos y es el resultado de las interacciones entre las características estructurales y funcionales y las limitaciones impuestas por el movimiento. Dado que la variabilidad es un componente inherente del movimiento, tanto inter como intraindividuo, uno no puede simplemente repetir el modelo de movimiento exacto aunque se den las mismas condiciones físicas y medioambientales que afectan al movimiento.

Pero no nos referimos aquí a la variabilidad intersujeto, (las grandes o pequeñas variaciones entre diferentes sujetos al desarrollar una misma tarea motora) sino que nos referimos a la variabilidad intrasujeto, definida como las variaciones en la respuesta para un conjunto específico de condiciones que afecta al desarrollo de una misma tarea motora por un mismo sujeto.

La variabilidad siempre está unida a la salud en los sistemas biológicos en diferentes contextos⁵⁻⁹. Muchos ritmos biológicos necesarios para la vida (latido cardíaco, respiración, ciclo menstrual, ciclo del sueño y la marcha, entre otros) están afectados por esta variabilidad en sus funciones.

Inicialmente la salud se consideraba una dinámica ordenada y regular, considerando cualquier variación como un indicador de enfermedad. Sin embargo desde que se comenzaron a estudiar los sistemas biológicos como sistemas dinámicos no lineales, se ha observado que los sistemas sanos tienen mayor variabilidad que los sistemas enfermos. Por tanto una cierta variabilidad biológica es esencial para la salud, mientras que una variación del ritmo biológico fuera de los límites normales (tanto en exceso como por defecto) se considera patológica¹⁰. De hecho, la variabilidad óptima como propiedad principal de una situación normal es considerada una propiedad no lineal¹¹.

La ventaja funcional de esta propiedad, según numerosos estudios sugieren, es que dicha variabilidad representa la capacidad de la persona para adaptarse de forma más flexible a las impre-

decibles exigencias y cambios que se producen en el medio ambiente¹²⁻¹⁴. De hecho, la variabilidad permite escoger entre opciones, seleccionar estrategias, flexibilidad, adaptación,...

El movimiento humano es un proceso complejo, en el que el sistema locomotor incorpora información procedente del cerebelo, cortex motor, ganglios basales, órgano de la visión, aparato vestibular y sensores propioceptivos. Se pensaba que en condiciones de salud, el sistema de control motor produce un modelo de marcha estable donde las variables cinéticas, cinemáticas y la actividad muscular que tienen lugar aparentemente permanecen constantes entre un paso y el siguiente, incluso en una marcha inconstante¹⁵⁻¹⁹. Sin embargo, cuando posteriormente se han realizado estudios desde la perspectiva de la teoría del caos determinista, éstos han revelado que el modelo de marcha presenta fluctuaciones, incluso en condiciones estables²⁰⁻²³.

Por ello, actualmente la dinámica de la marcha humana se considera que sigue un comportamiento de caos determinista y han sido muchos los esfuerzos que se han realizado por estudiarla²⁴.

ESTUDIO DE LA MARCHA COMO SISTEMA DINÁMICO NO LINEAL

Según se ha explicado más arriba, el mecanismo implicado en el control locomotor y del equilibrio es fundamentalmente complejo y no lineal, encontrándose regido por dinámicas caóticas²⁴. Disponemos en la actualidad de información abundante sobre este tipo de análisis de la marcha en sujetos de edad avanzada (para identificar posibles patrones que indiquen riesgo de caídas), en patologías que afectan estrechamente a los patrones de marcha (como en las ya citadas enfermedad de Huntington o de Parkinson) o en situaciones donde el control del equilibrio se puede ver afectado como en el caso de una conmoción cerebral durante la práctica deportiva²⁵.

En los últimos quince años los avances realizados en este nuevo enfoque para el estudio de la locomoción y el equilibrio postural humano han sido muy importantes. Desde que, en los años

90, se demostró que el mecanismo implicado en el control locomotor es fundamentalmente complejo y no lineal²⁶⁻²⁷, tanto la marcha humana como el mantenimiento del equilibrio en bipedestación o en posición de sentados han sido objeto de estudio utilizando para ello herramientas matemáticas provenientes de la teoría del caos determinista. Las investigaciones realizadas usando el análisis de dinámicas no lineales van encaminadas hacia el comportamiento de las señales biológicas que se encuentran alteradas durante la marcha o el mantenimiento de la postura de erguidos en bipedestación para enfermedades o lesiones traumáticas, aportando información que podría ser de gran utilidad en el abordaje próximo del diagnóstico, evolución y posibles aplicaciones terapéuticas de las mismas.

Teorías previas sobre la variabilidad en los programas motores humanos asumían el hecho de que los biorritmos humanos presentan fluctuaciones (por ejemplo, el balanceo postural o la locomoción), percibidas tales fluctuaciones como ruido biológico que habría que suprimir para no enmascarar el comportamiento ideal del programa motor²⁸. Asimismo, según Schmidt y Lee (2004), las variaciones en el patrón de movimiento causan un error de cálculo si queremos predecir el parámetro apropiado en un programa motor general. Estos errores en el sistema de control deben ser eliminados para conseguir ejecutar el patrón de movimiento óptimo²⁹. Por el contrario, estudios como el de Bartlett, indican que la variabilidad del movimiento es fundamental para poder llevar a cabo modificaciones en la coordinación de la marcha, siendo un aspecto funcional fundamental para realizar adaptaciones al medio³⁰.

Nick Stergiou³¹ muestra en sus trabajos que el estudio de la marcha durante el envejecimiento mediante herramientas de análisis no lineal aporta conocimientos sobre aspectos funcionales que habitualmente no son detectados con el uso de técnicas convencionales. Así, se sabe que con el envejecimiento existe una tendencia a la pérdida de la variabilidad que se asocia a una mayor inestabilidad y, por tanto, a un mayor riesgo de caídas^{32,33}.

Un problema a resolver en la actualidad es el de las herramientas matemáticas más adecuadas

para este tipo de análisis, ya que son pocos los autores que publican actualmente sobre estos temas y entre ellos no hay coincidencia en los algoritmos a utilizar³¹. Analizaremos los principales centros de estudio y las metodologías utilizadas.

PRINCIPALES GRUPOS DE INVESTIGACIÓN EN LA COMPLEJIDAD DE LA MARCHA

Según se desprende de las publicaciones existentes, los grupos de investigación pioneros y más potentes en el estudio de la variabilidad de la marcha se encuentran en Estados Unidos, concretamente en Omaha (Nebraska) y Boston (Massachusetts).

El Laboratorio de Biomecánica HPER de la Universidad de Nebraska en Omaha (USA) tiene una alta producción científica^{27,34-42} centrada fundamentalmente en el estudio del envejecimiento y de personas intervenidas de ligamento cruzado anterior (LCA). En sus estudios utilizan series de datos obtenidas a partir del movimiento de flexión-extensión de una articulación a lo largo del tiempo mediante filmación de alta velocidad. Para ello colocan marcadores reflectantes en los puntos de referencia óseos, utilizando el modelo descrito por Davis⁴³. Como algoritmos de análisis no lineal utilizan el Exponente de Lyapunov (LyEx) y la Entropía Aproximada (ApEn).

Sus principales resultados demuestran diferencias significativas en la complejidad de la marcha entre las personas jóvenes y mayores, lo que se traduce en una pérdida de control motor³². En estudios en los que utilizaron el LyEx como método de análisis observaron que las personas mayores dieron valores significativamente más elevados que las personas jóvenes, valores que correspondían a "ruido"³².

Kurz y Stergiou⁴⁴ utilizaron la ApEn para determinar si los cambios neurofisiológicos asociados al envejecimiento influyen en la función del sistema nervioso para proporcionar mayor estabilidad y funcionalidad en la marcha al organismo. Los cambios neurofisiológicos que tienen lugar durante el envejecimiento podrían deberse

a una inapropiada información procedente de los receptores visuales, vestibulares y somatosensoriales (receptores propioceptivos, cutáneos y articulares)⁴⁵. Por tanto, un sistema neuromuscular envejecido proporciona una información inapropiada lo que puede ocasionar una marcha inadecuada. Inclusive esto puede ser la causa de las frecuentes caídas en las personas mayores⁴⁶.

Su estudio⁴⁴ sustenta la hipótesis de que el envejecimiento está asociado a una menor eficacia del sistema neuromuscular sobre la movilización de las articulaciones de las extremidades inferiores durante la marcha. Mientras, los resultados aportaron que el grupo de personas mayores obtuvo valores de entropía mayores que el grupo control, afirmando estos autores que las personas mayores tenían menor estabilidad articular que las personas jóvenes. En nuestra opinión, estos resultados muestran cierta incongruencia ya que, hasta donde sabemos, una mayor entropía significa mayor variabilidad en la señal y, por tanto, una señal menos predecible y con más posibilidades de adaptación. Quizá esta incongruencia se deba a la utilización de la ApEn, que es el algoritmo más problemático en su interpretación.

El Instituto de Dinámicas No Lineales en Medicina (ReyLab), es un laboratorio de investigación interdisciplinaria que se encuentra en el Beth Israel Deaconess Medical Centre. El laboratorio está adscrito a la Escuela de Medicina de la Universidad de Harvard, y al Instituto Tecnológico de Massachusetts. Este laboratorio se dedica al estudio de dinámicas no lineales en numerosos procesos biológicos, de forma que el estudio de la marcha es solo una de sus dedicaciones. Sin embargo, han realizado numerosas aportaciones en este campo⁴⁶⁻⁶³ utilizando series de datos obtenidas al medir el tiempo que transcurre entre el apoyo del talón de un pie y el siguiente apoyo del talón del mismo pie. Estas series de tiempo las obtienen a partir de las curvas de fuerza proporcionadas por sensores colocados en la suela del calzado⁶².

Sus trabajos se centran en el envejecimiento humano, la esclerosis lateral amiotrófica (ELA), la enfermedad de Parkinson, la enfermedad de Huntington y en menor medida, la enfermedad bipolar

y la claudicación. Como algoritmo de análisis no lineal utilizan el análisis de Fluctuaciones Suavizadas y el análisis espectral de potencia a través de la técnica de Fourier. Solo hemos encontrado un artículo sobre la variabilidad de la marcha en sujetos sanos obtenida en diferentes situaciones experimentales (marcha espontánea normal, a menor y mayor velocidad y controlada por metrónomo la MSE. En este caso, el algoritmo de análisis no lineal utilizado fue la entropía multiescala (MSE) descrita por Madalena Costa⁵⁴.

De sus resultados se puede deducir que, independientemente del método de análisis utilizado para el estudio de la dinámica de la marcha^{54-56,62}, los grupos de personas con patología presentaron mayor aleatoriedad y alteración de la variabilidad de la marcha que el grupo control, lo que aparentemente se puede asociar a cambios en el control del sistema nervioso central y del ganglio basal en el control locomotor.

A través del análisis de la variabilidad de la marcha en estas patologías, se puede cuantificar la progresión de la enfermedad así como evaluar las intervenciones terapéuticas.

Dispositivos de captura utilizados para el estudio de la complejidad de la marcha

La señal utilizada para el análisis y, por tanto, los dispositivos para capturar la señal, son otro de los problemas a resolver para poder llegar a una aplicación sistemática de este tipo de estudios.

Si decidimos utilizar series temporales la única opción disponible comercialmente es utilizar dispositivos de captura de presión o fuerza.

Existen numerosos equipos en el mercado que analizan la pisada durante la marcha humana empleando sensores de presión o fuerza y facilitan una información bastante extensa sobre los diferentes componentes de la fuerza (X, Y, Z) en cada apoyo, así como mapas de presiones muy completos. Estos dispositivos van incluidos en plantillas y se encuentran en el mercado y en la literatura bajo la denominación genérica de "plantillas instrumentadas".

Sin embargo cuando se trata de disponer de una serie de tiempo entre diferentes fases de apoyo a lo largo de un amplio periodo de marcha o carrera, estos equipos presentan básicamente tres problemas:

- Se centran en datos de presión y fuerza y el tiempo solo lo manejan como promedio, sin registrar la serie de tiempo original.
- Los tiempos pueden calcularse a partir de las curvas de fuerza o presión mediante un software adicional pero resulta un gasto desproporcionado utilizar este tipo de sensores sólo para medir tiempo.
- La autonomía de registro de esta clase de sistemas suele ser muy limitada en el tiempo, por lo que no permite analizar periodos amplios de marcha o carrera.

Un ejemplo de este tipo de aplicación es el desarrollado por Hausdorff *et al*⁶³, que mide el tiempo a partir de la curva suministrada por un sensor de fuerza.

Una opción diferente es la utilizada por el Laboratorio de Biomecánica HPER de la Universidad de Nebraska en Omaha (USA). En este caso el sujeto camina sobre un tapiz rodante mientras es filmado por un sistema de videocámaras con una frecuencia de captura de 60 Hz, capaces de captar el movimiento en tres dimensiones de diversos marcadores reflectantes colocados de forma selectiva en la pelvis y/o extremidad inferior del cuerpo del sujeto utilizando, generalmente, el modelo descrito por Davis⁴³.

De esta manera, lo que obtienen son series de ángulos correspondientes al movimiento de flexo-extensión en el plano sagital.

Este sistema presenta, en nuestra opinión, dos limitaciones importantes. La primera es que resulta muy costoso y está limitado al laboratorio. La segunda es que el movimiento angular de una articulación es cíclico y, por tanto, introduce un componente periódico en la señal que puede ser elevado.

CONCLUSIONES

Son muy pocos los autores que publican sobre análisis no lineal de la marcha. Prácticamente la producción científica de relevancia en este terreno procede de los dos laboratorios mencionados en este trabajo (Omaha y Boston), ambos en EE.UU.

No hay uniformidad en el abordaje de estos estudios debido a que se utilizan herramientas de registro y de análisis completamente diferentes.

En nuestra opinión, la serie de tiempo procedente de los apoyos sería el material básico a analizar, pero nos enfrentamos al problema de que no existe en el mercado ningún dispositivo de captura que de forma sencilla (y barata) suministre la serie de tiempo de los apoyos.

Se necesitan estudios con sujetos normales en diferentes rangos de edad para disponer de referencias en este tipo de análisis.

RESUMEN

Cada vez es mayor la aceptación de la existencia de fenómenos caóticos cuyo comportamiento, en apariencia aleatorio, es en realidad muy complejo y puede predecirse, al menos, en cierto grado. Desde el punto de vista de la teoría del caos, el estudio de la biomecánica es diferente pues considera el sistema neuromusculoesquelético extremadamente complejo y no lineal.

En la actualidad, los estudios de mayor relevancia sobre el comportamiento no lineal de la marcha humana pertenecen a dos laboratorios (Omaha y Boston), ambos localizados en EEUU. Las líneas prioritarias de investigación son el envejecimiento y las patologías que afectan a la marcha.

Por ello, el propósito de este artículo fue realizar una actualización científica sobre el análisis de la dinámica no lineal de la marcha humana.

Palabras clave: Dinámica no lineal. Marcha humana.

SUMMARY

There is growing acceptance of the existence of chaotic phenomena whose behavior, apparently random, is actually quite complex and can be predicted, at least to some degree. From the point of view of chaos theory, the study of biomechanics is different because it considers that the neuromusculoskeletal system is extremely complex and nonlinear.

Currently, most relevant studies on the nonlinear behavior of human gait are two laboratories (Omaha and Boston), both located in the U.S.A. The priority research lines are aging and the diseases that affect gait.

Therefore, the purpose of this article was to make a scientific update on the analysis of the nonlinear dynamics of human gait.

Key words: No lineal dynamic. Human gait.

B I B L I O G R A F Í A

1. **Enciclopedia Universal Larousse** (Vol. 3). España. Editorial Larousse SL. 2006.
2. **De la Cruz B, López C, Naranjo B y Naranjo J.** Caos determinista y fisiología humana. *Rev Cient Med Deporte* 2007;7:25-31.
3. **Decker LM, Cignetti F y Stergiou N.** Complexity and human gait. *Rev Andal Med Deporte* 2010; 3(1):2-12.
4. **Stapp JP.** 1971. Closing remarks: the future. Symposium of biodynamic models and their applications. AMRL_TR_71_29. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
5. **Newell KM y Corcos DM.** Variability and motor control. Champaign (Illinois). Editorial Human Kinetics. 1993.
6. **Glass L y Mackey MC.** From Clocks to Chaos. Princeton NJ. Editorial Princeton University Press. 1988.
7. **Babloyantz A, Destexhe A.** Strange attractors in the human cortex. Rensing. Editorial Helden. 1986.

8. Van Emmerik REA y Van Wegen EEH. On variability and stability in human movement. *J Applied Biomechanics* 2000;16:394-406.
9. Goldberger AL y West BJ. Chaos in physiology in the human body. *MD Comput* 1992; 9 (1): 25-34.
10. Harbourne RT y Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Phys Ther* 2009;89(3):267-281.
11. Peng CK, Mietus J, Hausdorff JM, Havlin S, Stanley HE y Goldberger AL. Long-range anticorrelations and non-Gaussian behavior of the heartbeat. *Phys Rev Lett* 1993;70:1343-1346.
12. Ivanov PC, Amaral LA, Goldberger AL, Havlin S, Rosenblum MG y Struzik ZR. Multifractality in human heartbeat dynamics. *Nature* 1999;399:461-465.
13. Goldberger AL, Amaral LA, Hausdorff JM, Ivanov PC, Peng CK y Stanley HE. Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proc Natl Acad Sci USA* 2002;99(Suppl 1):2466-2472.
14. Inman VT, Ralston HJ y Todd F. Human Walking. Baltimore. Editorial Williams & Wilkins 1981.
15. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G y Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989;7: 849-860.
16. Pailhous J y Bonnard M. Steady-state fluctuations of human walking. *Behav Brain Res* 1992;47:181-190.
17. Palta AE. Some characteristics of EMG patterns during locomotion: implications for locomotor control processes. *J Motor Behav* 1985;17:443-461.
18. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mou Sci* 1984;3:51-76.
19. Gabell A y Nayak USL. The effect of age on variability in gait. *J Gerontol.* 1984;39 662-666.
20. Guimares RM, Isaacs B. Characteristics of the gait in old people who fall. *Int Rehab Med* 1980;2:177-180.
21. Yamasaki M, Sasaki T, Torii M. Sex difference in the pattern pattern of lower limb movement during treadmill walking. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1991;62:99-103.
22. Yamasaki M, Sasaki T, Tsuzki S, Torii M. Stereotyped pattern of lower limb movement during level and grade walking on treadmill. *Ann Physiol Anthropol* 1984;3:291-296.
23. Van Emmerik REA, Rosenstein MT, McDermott WJ y Hamill J. Nonlinear Dynamical Approaches to Human Movement. *J App Biomech* 2004;20:396-420.
24. Cavanaugh JT, Guskiewicz KM, Giuliani C, Marshall S, Mercer VS y Stergiou N. Recovery of postural control after cerebral concussion: new insights using approximate entropy. *J Ath Train* 2006;41(3):305-13.
25. Hausdorff JM, Peng C-K, Ladin Z, Wei JY y Goldberger AL. Is walking a random walk? Evidence for a long-range correlations in stride interval of human gait. *J Appl Physiol* 1995;78(1):349-58.
26. Hausdorff JM, Purdon PL, Peng C-K, Ladin Z, Wei JY y Goldberger AL. Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *J Appl Physiol* 1996; 80(5):1448-57.
27. Harbourne R, Stergiou N. Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Dev Psychobiol* 2003;42(4):368-377.
28. Schmidt & Lee. Motor Control and Learning. Champaign (Illinois). Editorial Human Kinetics. 2004.
29. Bartlett R, Wheat J y Robins M. Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomech* 2007;6(2):224-43.
30. Stergiou N. Innovate Analyses of Human Movement. Analytical tools for human movement research. Champaign (Illinois). Editorial Human Kinetics. 1999.
31. Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, Hageman PA y Heidel J. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clin Biomech* 2003;18(5):435-43.
32. Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Phys Ther* 2006;86(1):1501-10.
33. Myers SA, Johanning JM, Stergiou N, Celis RI, Robinson L y Pipinos II. Gait variability is altered in patients with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg* 2009;49(4):924-931.
34. Kyvelidou A, Kurz MJ, Ehlers JL, Stergiou N. Aging and partial body weight support affects gait variability. *J Neuroeng Rehabil* 2008; 19: 5-22.
35. Moraiti C, Stergiou N, Ristanis S y Georgoulis AD. ACL deficiency affects stride-to-stride variability as measured using nonlinear methodology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15(12): 1406-1413.
36. Moraiti C, Stergiou N, Ristanis S, Vasiliadis HS, Patras K, Lee A *et al.* The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on stride-to-stride variability. *Arthroscopy* 2009;25(7):742-749.
37. Kurz MJ y Stergiou N. Do horizontal propulsive forces influence the nonlinear structure of locomotion? *J Neuroeng Rehabil* 2007;15(4):30.

38. Georgoulis AD, Moraiti C, Ristanis S, Stergiou N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the approximate entropy in orthopaedics. *J Clin Monit Comput* 2006;20(1):11-18.
39. Kurz MJ, Stergiou N, Heidel J y Foster ET. A template for the exploration of chaotic locomotive patterns. *Chaos Solitons Fractals* 2005;23(2):485-493.
40. Miller DJ, Stergiou N y Kurz MJ. An improved surrogate method for detecting the presence of chaos in gait. *J Biomech* 2005;39(15):2873-2876.
41. Kurz M y Stergiou N. The aging neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait in humans. *Neurosci Lett* 2003;348(3):155-158.
42. Davis R, Opunpuu S, Tyurski D y Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991;10:575-587.
43. Kurtz MJ y Stergiou N. The aging human neuromuscular system express less certainly for selecting joint kinematics during gait. *Neurosci Lett* 2003;348:155-158.
44. Potvin AR, Syndulko K, Tourtellotte WW, Lemmon JA y Potvin JH. Human neurologic function and the aging process. *J Am Geriatr Soc* 1980;28:1-9.
45. Hausdorff JM, Forman DE, Ladin Z, Goldberger AL, Rigney DR y Wei JY. Increased walking variability in elderly persons with congestive heart failure. *J Am Geriatr Soc* 1994;42:1056-1061.
46. Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberger AL y Wei JY. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehab* 1997;78:278-283.
47. Hausdorff JM, Mitchell SL, Firtion R, Peng CK, Cudkowicz ME, Wei JY, et al. Altered fractal dynamics of gait: reduced stride interval correlations with aging and Huntington's disease. *J Appl Physiol* 1997;82:262-269.
48. Hausdorff JM, Cudkowicz ME, Firtion R, Wei JY y Goldberger AL. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's and Huntington's disease. *Mov Disord* 1998;13:428-437
49. Hausdorff JM, Zemani L, Peng CK y Goldberger AL. Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J Appl Physiol* 1999;86:1040-1047.
50. Hausdorff JM, Lertratanakul A, Cudkowicz ME, Peterson AL, Kaliton D, Goldberger AL. Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis. *J Appl Physiol* 2000;88:2045-2053.
51. Hausdorff JM, Ashkenazy Y, Peng CK, Ivanov PC, Stanley HE y Goldberger AL. When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Physica A* 2001;302(1-4):138-147.
52. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(8):1050-1056.
53. Costa M, Peng CK, Goldberger AL y Hausdorff JM. Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A* 2003;330:53-60.
54. Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *J Neurol Sci* 2003;212(1-2):47-53.
55. Hausdorff JM, Schaafsma JD, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T y Giladi N. Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing of gait. *Exp Brain Res* 2003;149(2):187-194.
56. Hausdorff JM, Peng C-K, Goldberger AL y Stoll AL. Gait unsteadiness and fall risk in two affective disorders: a preliminary study. *BMC Psychiatry* 2004;4:39.
57. Hausdorff JM. Stride variability: beyond length and frequency. *Gait Posture* 2004;20(3):304.
58. Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroengineering Rehabil* 2005;2(1):19.
59. Hausdorff JM, Yogev G, Springer S, Simon ES, Giladi N. Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task. *Exp Brain Res* 2005;164(4):541-8.
60. Herman T, Giladi N, Gurevich T y Hausdorff JM. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a "cautious" gait: why do certain older adults walk fearfully?. *Gait Posture* 2005;21(2):178-85.
61. Frenkel-Toledo S, Giladi N, Peretz C, Herman T, Gruendlinger L y Hausdorff JM. Treadmill walking as an external pacemaker to improve gait rhythm and stability in Parkinson's disease. *Mov Disord* 2005;20(9):1109-1114.
62. Hausdorff JM, Ladin Z y Wei JY. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *J Biomechanics* 1995;28(3):347-351.