



Artículo original

La variabilidad de la marcha lineal según el nivel socioeconómico en los ancianos

Linear variability of gait according to socioeconomic status in elderly

Paul Medina González

Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica del Maule. Talca, Chile.

Medina GP. Linear variability of gait according to socioeconomic status in elderly. *Colomb Med (Cali)*. 2016; 47(2): 94-9.

© 2016 Universidad del Valle. Este es un artículo de acceso abierto distribuido bajo los términos de la licencia Creative Commons Attribution License, que permite el uso ilimitado, distribución y reproducción en cualquier medio, siempre que el autor original y la fuente se acreditan.

Historia:

Recibido: 19 diciembre 2015

Revisado: 18 mayo 2016

Aceptado: 16 junio 2016

Palabras clave:

Marcha; fenómenos biomecánicos; factores socioeconómicos; alostasis; envejecimiento

Keywords:

Gait, biomechanical phenomena, socioeconomic factors, allostasis, aging

Resumen

Objetivo: Evaluar la variabilidad lineal de marcha confortable según el nivel socioeconómico en adultos mayores de la comunidad.

Métodos: Participaron en este estudio observacional y transversal 63 adultos mayores autovalentes, los cuales se categorizaron según el estatus socioeconómico en medio-bajo ($n=33$; edad 69.0 ± 5.0 años) y medio-alto ($n=30$; edad 71.0 ± 6.0 años). Se solicitó a cada participante realizar marcha natural durante 3 min en un circuito elíptico de 40 metros, registrándose en video cinco zancadas las que se transformaron a fotografías, determinándose mediante su promedio, el mínimo despeje del pie, máximo despeje del pie y la longitud de zancada. La variabilidad lineal intra-grupo se calculó mediante el porcentaje del coeficiente de variación.

Resultados: La variabilidad de los parámetros de trayectoria no es diferente según el nivel socioeconómico con un 30% (rango= 15-55%) para el mínimo despeje del pie y 6% (rango= 3-8%) en el máximo despeje del pie. Por su parte, la longitud de zancada presenta sistemáticamente mayor variabilidad en el nivel socioeconómico medio-bajo para la muestra general ($p=0.004$), género femenino ($p=0.041$) y masculino ($p=0.007$), siendo sus valores cercanos al 4% (rango= 2.5-5.0%) en el nivel medio-bajo y 2% (rango= 1.5-3.5%) en el medio-alto.

Conclusiones: La variabilidad lineal intra-grupo es sistemáticamente mayor y dentro de parámetros de referencia en la longitud de zancada durante marcha confortable para adultos mayores pertenecientes al nivel socioeconómico medio-bajo. Esto sería indicativo de mayor complejidad y consecuente adaptabilidad motora.

Abstract

Aim: To evaluate the linear variability of comfortable gait according to socioeconomic status in community-dwelling elderly.

Method: For this cross-sectional observational study 63 self-functioning elderly were categorized according to the socioeconomic level on medium-low ($n=33$, age 69.0 ± 5.0 years) and medium-high ($n=30$, age 71.0 ± 6.0 years). Each participant was asked to perform comfortable gait speed for 3 min on an 40 meters elliptical circuit, recording in video five strides which were transformed into frames, determining the minimum foot clearance, maximum foot clearance and stride length. The intra-group linear variability was calculated by the coefficient of variation in percent.

Results: The trajectory parameters variability is not different according to socioeconomic status with a 30% (range= 15-55%) for the minimum foot clearance and 6% (range= 3-8%) in maximum foot clearance. Meanwhile, the stride length consistently was more variable in the medium-low socioeconomic status for the overall sample ($p=0.004$), female ($p=0.041$) and male gender ($p=0.007$), with values near 4% (range = 2.5-5.0%) in the medium-low and 2% (range = 1.5-3.5%) in the medium-high.

Conclusions: The intra-group linear variability is consistently higher and within reference parameters for stride length during comfortable gait for elderly belonging to medium-low socioeconomic status. This might be indicative of greater complexity and consequent motor adaptability.

Autor de correspondencia:

Paul Alejandro Medina González. Departamento de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica del Maule. Avenida San Miguel N° 3605 Talca, Chile. Teléfonos: +56 71 2413622; Fax: +56 71 203399. E-mail: pmedina@ucm.cl

Introducción

Si bien, el envejecimiento es definido como un proceso heterogéneo de cambios naturales e irreversibles¹, este conlleva a una disminución de la reserva fisiológica, la que explicaría de manera importante el riesgo de déficit en diversas capacidades de trabajo funcional². Sin embargo, la aparición de estas consecuencias depende de las características particulares de cada sujeto³.

El traslado mediante locomoción bípeda es considerado un elemento central de la expresión de funcionalidad en el ser humano^{4,5}, por tanto su caracterización pertinente y sensible garantiza definir intervenciones oportunas de prevención en salud. No obstante lo anterior, la mayoría de las valoraciones de marcha no consideran factores, que siendo de probada capacidad predictiva y sensibilidad, inciden importantemente en ella, tales como la variabilidad lineal cinemática intra-grupo e intrasujeto⁶, considerando para esto la relación que existe entre la expresión de movimiento y una superficie irregular⁷. Al respecto, la marcha funcional debe garantizar una expresión hábil y eficiente en diferentes tipos de superficies, ya que este es el contexto ecológico habitual para el desempeño de sujetos tanto en ambientes urbanos como rurales. Se ha planteado que la principal consecuencia de su disfunción son las caídas, consideradas como la problemática de mayor morbilidad en este grupo etario⁸, sin embargo, su estimación clínica se desarrolla mediante pruebas que se enfocan en una medición basada en el desempeño particular de un sujeto⁹, dejando de lado la relación con el ambiente o la regularidad de su trayectoria. En este contexto, se ha descrito que la eficiencia de la marcha es un proceso complejo el cual se podría asociar a la fluctuación temporal de parámetros¹⁰ y las características ambientales⁴.

En la actualidad los reguladores ecológicos más significativos de salud y calidad de vida en el ser humano son el acceso a información y la adquisición de bienes¹¹, los cuales se consideran como las principales dimensiones en el desarrollo de instrumentos pertinentes para la medición del nivel socioeconómico (NSE)¹². Se ha documentado que el ambiente jugaría un rol fundamental en la variabilidad y correspondiente desempeño de la marcha humana¹³⁻¹⁵, al respecto, investigaciones realizadas en población de adultos mayores (AM) han demostrado diferencias en la velocidad de marcha según NSE¹⁶, lo que podría ser un indicador o predictor de fragilidad y dependencia funcional¹⁷. Entregados estos antecedentes, el propósito de la presente investigación fue evaluar la variabilidad lineal (VL) de la marcha confortable (MC) según el NSE en AM autovalentes de la comunidad.

Materiales y Métodos

Participantes

Investigación de tipo observacional y con temporalidad transversal. Los sujetos participaron mediante un muestreo no probabilístico por conveniencia. Se reclutaron 63 AM provenientes de cuatro agrupaciones de la ciudad de Talca, Chile. El contacto con las agrupaciones se efectuó mediante una entrevista personal entre el investigador responsable y sus representantes formales. Posteriormente se reclutaron los participantes en el mes de febrero del año 2014, solicitándose que asistieran a las mediciones con ropa cómoda y calzado habitual, para luego ser evaluados en jornadas

matutinas (09:00-11:30 h) desarrolladas en las dependencias de la Universidad Católica del Maule, finalizando en su totalidad las pruebas solicitadas. Antes de comenzar con las mediciones, cada uno de los participantes firmó un consentimiento informado el cual fue aprobado por el Comité de Ética Científica de la Universidad Católica del Maule (*informe de seguimiento N°2/2014*).

Los criterios de inclusión fueron controlados mediante la aplicación del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor (EMPAM)¹⁸, verificándose lo siguiente: edad entre 60-75 años, condición de autovalencia según la Evaluación Funcional del Adulto Mayor-Chile, parte A (EFAM-Chile)¹⁸, nivel cognitivo normal (Test Minimental abreviado ≥ 13 puntos)¹⁸ y sin depresión establecida (Escala de Yessavage < 5 puntos)¹⁸. El EFAM-Chile es una herramienta de tamizaje para la valoración funcional integral del AM, la cual fue diseñada para predecir la pérdida de funcionalidad física, psíquica y social. Establece las categorías diagnósticas denominadas autovalente sin riesgo, autovalente con riesgo y riesgo de dependencia¹⁹. Este instrumento se ha validado mediante el comportamiento de los indicadores de fragilidad según sus categorías diagnósticas²⁰.

Por su parte, fueron excluidos los sujetos con enfermedades crónicas descompensadas, riesgo de caídas establecido (Pruebas «Estación Unipodal» y «Timed up and Go» positivas)¹⁸, secuelas moderadas de enfermedades neurológicas o cardiovasculares y dolor moderado de miembros inferiores (Escala Visual Análoga > 3).

El NSE se determinó mediante la aplicación de la encuesta ADIMARK¹². El NSE medio-bajo (MB) consideró los grupos C3 y D, mientras que el NSE medio-alto (MA) la categorización Abc1 y C2.

Mediciones

Posterior a la medición de funcionalidad mediante la aplicación del EFAM-Chile y el estado antropométrico básico según la categorización específica del índice de masa corporal para AM chilenos¹⁸, se aplicó un protocolo de medición de marcha y posterior análisis fotogramétrico simple en dos planos según una propuesta específica documentada²¹. En tal contexto, se solicitó a los participantes que caminaran naturalmente durante tres minutos sobre una trayectoria demarcada en un circuito elíptico de 40 metros. Al respecto, se ubicó estratégicamente una cámara en el plano sagital (Sony® Handycam, modelo HDR-XR550) en una zona denominada «de registro», a una distancia de 4 metros para la captura de un video de cada zancada (cinco zancadas en total) ejecutada por el AM. Para evitar la expresión de un componente de aceleración y garantizar un estado estacionario de marcha, cada registro de medición se efectuó posterior a los primeros 15 metros de recorrido desde la zona de inicio del circuito.

Posteriormente, se guardaron los registros de video en un computador portátil. El análisis cinemático simple se desarrolló a una frecuencia de 30 fotogramas por segundo mediante un programa de libre acceso (TRACKER versión 4.8 para Windows)²¹. Con el propósito de controlar la recuperación de los participantes, al finalizar la ejecución de la prueba se midieron las variables fisiológicas frecuencia cardíaca y presión arterial.

Determinación de las variables de trayectoria y distancia

La definición operacional de las variables cinemáticas de

trayectoria considera al mínimo despeje del pie (MDP) como la menor altura entre el borde ántero-inferior del pie y el suelo²¹, obteniéndose en la fase de balanceo tardío de la marcha²². El máximo despeje del pie (MaxDP) representa la mayor altura entre el borde ántero-inferior del pie y el suelo²¹, este valor se determinó durante la fase de balanceo temprano de la marcha²². Por su parte, la longitud de zancada (LZ) definida como la distancia al efectuar un ciclo completo de marcha, la cual comprende el vértice ántero-inferior del pie en el inicio y final de una zancada^{21,23}. La unidad de medición utilizada para todas las variables cinemáticas fue en metros.

El cálculo de las variables cinemáticas se efectuó mediante un análisis de fotogramas, considerando un procedimiento de demarcación que ha demostrado un buen nivel de confiabilidad y aplicabilidad²¹. El procedimiento fue realizado por un evaluador externo previamente instruido en el protocolo.

El porcentaje de VL para los parámetros cinemáticos descritos se estableció mediante la siguiente fórmula: $\%CV_{pc} = (Ppc / DE_{pc}) \times 100$. En donde, $\%CV_{pc}$ es el porcentaje del Coeficiente de Variación del parámetro cinemático; Ppc = Promedio de las cinco zancadas para la magnitud del parámetro cinemático y DE_{pc} = Desviación Estándar de las cinco zancadas para la magnitud del parámetro cinemático. La fórmula se aplicó a cada NSE de la muestra general a todos los participantes en el estudio.

Análisis estadísticos

El contraste de normalidad se efectuó con la prueba Shapiro-Wilk. La descripción de las variables se desarrolló mediante promedio y la desviación estándar.

La VL de cada parámetro cinemático se estableció mediante el porcentaje del coeficiente de variación ($\%CV$). La comparación de la VL según el NSE y género, se realizó a través de prueba U Mann Whitney. El nivel de significancia estadística se estableció en un $p \leq 0,05$. Los programas estadísticos utilizados fueron SPSS[®] versión 18.0 y GraphPad Prism[®] versión 5.0 (GraphPad Software Inc., San Diego, CA, EUA).

Resultados

Las características generales de los participantes presentaron un rango etario que comprendió el decenio 65-75 años y mayoritariamente un estado nutricional de sobrepeso (Tabla 1). Por su parte, si bien la caracterización funcional presentó un puntaje específico superior para el NSE MA ($p = <0.001$; Tabla 1), ambos NSE operacionalizados se encontraron en la clasificación de autovalentes.

La VL intra-grupo para los indicadores de trayectoria analizados no demuestra diferencias estadísticamente significativas según los factores NSE y género (Tabla 2). Al respecto, según el comportamiento de los IC 95% el MDP presentó una fluctuación entre el 14.9-57.1%, mientras que en el MaxDP el rango de variabilidad se encontró entre 2.4-6.8%.

Por su parte, el comportamiento de la VL intra-grupo de la LZ fue sistemáticamente superior en el NSE MB para la muestra general

Tabla 1. Características demográficas y antropométricas de los participantes (n= 63).

Nivel socioeconómico	Género	n	Edad (años)	Masa (kg)	Talla (m)	IMC (Kg/m ²)	EFAM A (puntos)
Medio-bajo	F	25	69 ± 4	71.8 ± 9.8	1.52 ± 0.06	31.2 ± 4.3	49 ± 3
	M	8	68 ± 6	82.4 ± 12.7	1.64 ± 0.05	30.5 ± 3.1	51 ± 2
	Total	33	69 ± 5	74.1 ± 11.3	1.54 ± 0.07	31.0 ± 4.0	49 ± 3
Medio-alto	F	23	70 ± 6	70.7 ± 13.0	1.53 ± 0.06	30.2 ± 4.7	52 ± 3
	M	7	74 ± 7	81.4 ± 10.6	1.69 ± 0.07	28.5 ± 4.2	52 ± 2
	Total	30	71 ± 6	72.9 ± 13.2	1.56 ± 0.09	29.8 ± 4.6	52 ± 3
Valor p			0.154	0.699	0.326	0.273	<0.001

Los valores se expresan en promedios ± desviación estándar para cada variable.

F= Femenino; M = Masculino; n = número de participantes por grupo; IMC = Índice de Masa Corporal; EFAM A = Evaluación Funcional del Adulto Mayor parte A. El valor p establecido según la comparación del NSE.

($p = 0.004$), género femenino ($p = 0.041$) y masculino ($p = 0.007$), siendo la fluctuación del registro obtenido en la mayoría de los casos inferior al 5% para ambos NSE analizados.

Discusión

El principal hallazgo de la presente investigación exploratoria fue que durante la ejecución de marcha el comportamiento de la LZ presenta una mayor VL en los AM pertenecientes al estrato socioeconómico MB. En este escenario, la variabilidad asociada a la expresión de movimiento resulta ser un campo muy atractivo para disciplinas que tributan a ciencias del movimiento humano y biomédicas²⁴⁻²⁷. Se ha reportado que la variabilidad de marcha sería un indicador de madurez ontogénica²⁴, envejecimiento²⁵, morbilidad asociada a desbalance²⁶, además de traductor de eficiencia mecánica y fisiológica²⁷.

En relación al comportamiento del MDP como indicador cinemático de marcha, resulta interesante destacar que en el género femenino en su NSE MB se aprecia una tendencia de mayor variabilidad (Tabla 2), lo que podría fortalecer la idea de una marcha de características más compleja en este estrato²⁸ dado los requerimientos del ambiente ante necesidades laborales y el estado de las vías peatonales. Esta declaración se justifica en que en ambos grupos sociales el rendimiento del MDP es muy cercano al normal reportado en la literatura²⁹, lo que otorgaría los “mínimos aceptables” para esta expresión. Por su parte, en hombres el análisis es dificultoso debido al escaso número de sujetos y el comportamiento irregular de los datos.

El análisis durante la fase de balanceo temprano reporta una variabilidad intra-sujeto del MaxDP que es cercana al 6% en el NSE MB y 5% en el NSE MA (Tabla 2). Al respecto, no se conocen reportes con información similar. Sin embargo, resulta interesante que sistemáticamente es mayor la variabilidad de este indicador en los sujetos de ambos géneros pertenecientes al NSE MB. Considerando que este indicador de variabilidad se comporta dentro de una referencia general establecida para el sistema músculo esquelético³⁰, esta manifestación se traduciría en un comportamiento de adaptabilidad de movimiento ante terrenos de desnivel, la cual durante esta etapa del ciclo de marcha es crucial para sortear los desafíos que impone el ambiente. Seguramente la imposibilidad para alcanzar la significancia estadística podría estar dada por la escasa cantidad de zancadas analizadas así como el número de sujetos.

Tabla 2. Comportamiento de la variabilidad lineal de marcha confortable según nivel socioeconómico y género.

	Género	n	NSE MB			NSE MA		Valor p
			X ± DE	IC _{95%}	n	X ± DE	IC _{95%}	
Variabilidad MDP†	F	25	26.7 ± 9.3	22.7-30.8	23	21.5 ± 9.2	17.5-25.4	0.056
	M	8	23.0 ± 10.6	15.6-30.9	7	36.0 ± 22.7	14.9-57.1	0.170
	Total	33	25.8 ± 9.6	22.4-29.2	30	24.9 ± 14.5	19.4-30.3	0.755
Variabilidad MaxDP†	F	25	6.5 ± 2.4	5.6-7.6	23	5.6 ± 2.7	4.4-6.8	0.079
	M	8	5.9 ± 2.5	3.7-7.5	7	3.8 ± 1.5	2.4-5.2	0.249
	Total	33	6.3 ± 2.4	5.4-7.2	30	5.2 ± 2.5	4.2-6.1	0.074
Variabilidad LZ†	F	25	3.5 ± 1.6	2.9-4.2	23	2.6 ± 1.6	1.9-3.2	0.041
	M	8	3.3 ± 1.2	2.3-4.1	7	1.7 ± 0.7	1.1-2.3	0.007
	Total	33	3.5 ± 1.5	3.0-3.9	30	2.4 ± 1.5	1.8-2.9	0.004

† Porcentaje

Se presenta el promedio ± desviación estándar del porcentaje del coeficiente de variación (%CV) para cada variable cinemática en relación a cinco pasos registrados. F = Femenino; M = Masculino; n = número de participantes por grupo. Para el análisis de la variabilidad de los indicadores cinemáticos de MC según el NSE se utilizó la prueba U Mann Whitney. *p < 0.05; **p < 0.01

El comportamiento de la variabilidad de la LZ reporta resultados estadísticamente significativos según el NSE en ambos géneros (Tabla 2). Además, se observa que la mayoría de los datos obtenidos se encuentran bajo un 6.0% para el NSE MB y 3.5% para el NSE MA. Gabell y Nayak, analizaron la variabilidad intra-grupo de la LZ en AM sanos, reportando valores de coeficiente de variación menores al 6%³¹. Por su parte, Beauchet *et al.*, evaluaron en sujetos jóvenes el comportamiento de la variabilidad de la zancada en diferentes parámetros témporoespaciales, con y sin la ejecución de tareas complementarias (duales), reportando valores cercanos al 4% en ambas situaciones experimentales³², lo interesante es que la expresión más afectada sería la LZ, la cual es menor a 1,400 mm, siendo menor a lo reportado en la literatura⁷. En este escenario, el análisis de la variabilidad intra-sujeto de parámetros espaciales de marcha tiene una relevancia clínica para el diagnóstico específico y precoz de la función y disfunción de la marcha en AM.

La exclusiva representación del movimiento mediante medidas de tendencia central es incompleta, debido a que la normalidad de expresión motora no representa un punto en el espacio o tiempo, dada su complejidad para dar cuenta de los desafíos que propone el ambiente bajo el marco conceptual de adaptabilidad³³, de esta manera, se hace necesario determinar los rangos de normalidad de una cualidad o cantidad de movimiento específica. Por tanto, si el rango adaptativo motor se encuentra fuera de estos “límites aceptables” representaría en los sujetos un indicador importante de déficit o inmadurez motora, traduciéndose en disfunciones del movimiento.

Se sabe que los factores socioeconómicos influyen en la morbilidad y funcionalidad de la población³⁴⁻³⁶, información que respalda la hipótesis de la presente investigación. Sin embargo la marcha humana es compleja y de característica no-lineal, dado que resulta de un proceso de señales fisiológicas multi-sistémicas, con fluctuaciones irregulares²⁷. De este modo, una alta variabilidad dentro de límites de normalidad representaría una mayor capacidad adaptativa, esta situación se visualiza en el presente estudio, dado el comportamiento de la LZ (Tabla 2). Resulta interesante recapitular el concepto de entropía³⁷, el cual proviene de la termodinámica y que se aplica a la marcha como

contexto funcional para cuantificar la regularidad de un sistema cerrado, en este caso dentro de los límites de normalidad o de referencia^{27,28} validados para una población específica. En este escenario y considerando como indicador de funcionalidad a la interacción entre la capacidad motora de seres vivos y el entorno ecológico³⁸, el proceso de envejecimiento reduce la entropía dentro de este sistema desencadenando un movimiento menos adaptable a las irregularidades del ambiente. Por tanto, la variabilidad de marcha dentro de ciertos límites sería un indicador de adaptabilidad de movimiento, además de reserva funcional para el aprendizaje motor (Fig. 1). De esta manera, los mecanismos alostáticos de sistemas biológicos garantizarían la realización de cambios dentro de cierta estabilidad, desencadenando con esto la homeostasis fisiológica y en el caso de la marcha, la adquisición de adaptabilidad ante eventualidades de exigencia ambiental y relacionada al proceso de envejecimiento.

Dentro de las limitaciones de esta investigación se encuentra que los grupos por género no son equiparables en número. Además desde el punto de vista de la validez externa, las características del reclutamiento de los sujetos no permiten una acabada extrapolación de resultados, por lo que se hace necesario contemplar esta estrategia metodológica en próximas experiencias. Del mismo modo, destaca la alta variabilidad del MDP, esta situación se podría explicar porque es un indicador con un margen de expresión muy pequeño y la captura cinemática se dificulta dada la alta velocidad de registro, que generalmente es cercana a 4.6 m/s³⁹, lo que representa tres veces la velocidad del centro de masa corporal reportada para MC en AM funcionales¹⁷. En este sentido, si bien la aplicación de esta técnica de medición cinemática en dos planos ha demostrado niveles aceptables en confiabilidad y sobresalientes en aplicabilidad²¹, se recomienda para futuras investigaciones que consideren la medición de este parámetro de trayectoria, el utilizar cámaras con una frecuencia de captura superior a la del presente estudio.

Desde el punto de vista de las proyecciones, se sabe que la magnitud de la variabilidad no cambia en AM sanos, sin embargo la dinámica de la marcha cambia con el proceso de envejecimiento⁴⁰,

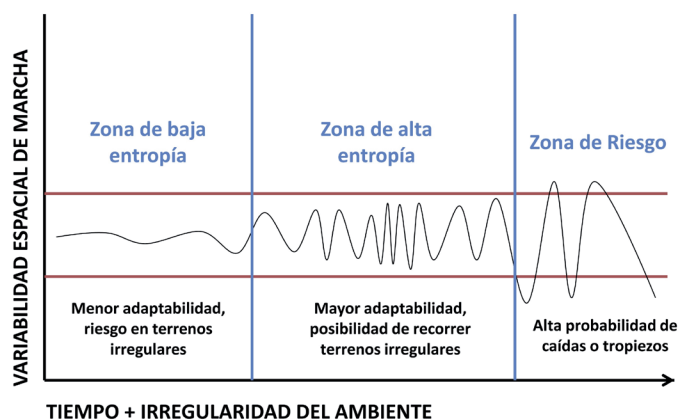


Figura 1. Esquema de variabilidad de la marcha asociada al ambiente. A medida que aumenta la irregularidad de una superficie en el tiempo, el comportamiento de la variabilidad de marcha intra-sujeto se desafía para adaptarse al contexto ambiental (zona de alta entropía), si no se logra este aumento de variabilidad, no será posible desempeñarse en superficies más complejas (zona de baja entropía). Por otro lado, si esta respuesta sobrepasa los límites del movimiento de referencia (líneas horizontales), se traduce riesgo por falta de control motor. Cabe destacar que esta propuesta sería aplicable a cualquier variable mecánica y fisiológica de marcha.

por lo que se espera en próximas investigaciones evaluar este comportamiento en diferentes rangos etarios. Considerando este escenario conceptual, Costa *et al.*, utilizaron el método de entropía aproximada para evaluar la marcha a diferentes velocidades, encontrado diferencias en todos los indicadores⁴¹. De esta manera se vislumbra desarrollar nuevos modelos de investigación los cuales integren como variables de análisis tanto la velocidad de marcha como la medición de parámetros temporales⁴². En este contexto, se espera que esta propuesta complemente lo ya desarrollado en el campo clínico para orientar, previa determinación de los valores de normalidad de las variables cinemáticas analizadas, el diagnóstico e intervenciones terapéuticas para caracterizar y resolver pertinentemente disfunciones del movimiento humano. Finalmente al evaluar los resultados de esta investigación, existe una mayor VL para la LZ en AM de la comunidad pertenecientes al NSE MB, la cual sería indicativa de una marcha confortable de mayor complejidad y consecuente adaptabilidad motora.

Conflicto de interés:

El autor manifiesta no tener ningún conflicto de interés

Referencias

- Weinert BT, Timiras PS. Invited review: Theories of aging. *J Appl Physiol*. 2003; 95(4): 1706–16.
- Chen X, Mao G, Leng SX. Frailty syndrome: an overview. *Clin Interv Aging*. 2014; 9: 433–41.
- Durakovic Z, Misigoj-Durakovic M. Does chronological age reduce working ability. *Coll Antropol*. 2006; 30(1): 213–9.
- Hutchinson JR, Gatesy SM. Bipedalism. *Nature Publishing Group*; 2001. Accedido: 23 abril 2014. Disponible en: <http://www.rvc.ac.uk/SML/People/jhutchinson/documents/JRH4.pdf>.
- Jacelon CS. The Barthel Index and other indices of functional ability. *Rehabilitation Nursing*. 1986; 11: 9–11.
- Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*. 2007; 26(1): 128–34.
- Merryweather A, Yoo B, Bloswick D. Gait characteristics associated with trip-induced falls on level and sloped irregular surfaces. *Minerals*. 2011; 1(1): 109–21.
- Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing*. 1990; 19(2): 136–41.
- Perell KL, Nelson A, Goldman RL, Luther SL, Prieto-Lewis N, Rubenstein LZ. Fall risk assessment measures: an analytic review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001; 56(12): M761–6.
- Begg R, Best R, Dell'Oro L, Taylor S. Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimization of trip-related falls. *Gait Posture*. 2007; 25(2): 191–8.
- Rebato E, Susanne C, Chiarelli B. Para comprender la antropología biológica. Navarra, España: Verbo Divino; 2005.
- Adimark . Manual de aplicación del nivel socioeconómico ESOMAR. Santiago, Chile: 2000. Accedido: 26 julio 2015. Disponible en: <http://www.microweb.cl/idm/documentos/ESOMAR.pdf>.
- Katsavelis D, Mukherjee M, Decker L, Stergiou N. The effect of virtual reality on gait variability. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci*. 2010; 14(3): 239–56.
- Hollman JH, Brey RH, Robb RA, Bang TJ, Kaufman KR. Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. *Gait Posture*. 2006; 23(4): 441–4.
- Pickhinke J, Chien JH, Mukherjee M. Varying the speed of perceived self-motion affects postural control during locomotion. *Stud Health Technol Inform*. 2014; 196: 319–24.
- Brunner E, Shipley M, Spencer V, Kivimaki M, Chandola T, Gimeno D, *et al.* Social inequality in walking speed in early old age in the Whitehall II study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2009; 64(10): 1082–9.
- Fritz S, Lusardi M. White paper: “walking speed: the sixth vital sign”. *J Geriatr Phys Ther*. 2009; 32(2): 46–9.
- Ministerio de Salud Chile, Programa de Salud del Adulto Mayor, División de Prevención y Control de Enfermedades, Subsecretaría de Salud Pública. Manual de Aplicación del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor (EMPAM). Accedido: 23 enero 2015. Disponible en: <http://web.minsal.cl/portal/url/item/ab1f81f43ef0c2a6e04001011e011907.pdf>.
- Ministerio de Salud . Guía Clínica Examen de Medicina Preventiva. Ministerio de Salud, Chile; 2008. Accedido: 10 junio 2016. Disponible en: <http://web.minsal.cl/portal/url/item/73b3fce9826410bae04001011f017f7b.pdf>.
- Tapia CP, Valdivia-Rojas Y, Varela HV, Carmona AG, Iturra VM, Jorquera MC. Indicadores de fragilidad en adultos mayores del sistema público de salud de la ciudad de Antofagasta. *Rev Med Chil*. 2015; 143(4): 459–66.
- Medina P. Confiabilidad de una metodología aplicable para la medición de cinemática simple del pie en adultos mayores autovalentes de la comunidad. *Biosalud*. 2014; 13(1): 9–20.
- Karst GM, Hageman PA, Jones TF, Bunner SH. Reliability of foot trajectory measures within and between testing sessions. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1999; 54(7): M343–7.
- Muro de la Herran A, García Zapirain B, Méndez Zorrilla A. Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel)*. 2014; 14(2): 3362–94.
- Hausdorff JM, Zeman L, Peng CK, Golderger L. Maturation of gait Dynamics: stride to stride variability and this temporal organization in children. *J Appl Physiol* (1985) 1999; 86(3): 1040–7.
- Callisaya ML, Buzzard L, Smeijdt D, McGinley JL, Srikanth K. Ageing and gait variability - a population-based study of older people. *Age Ageing*. 2010; 39: 191–7.
- Khandoker AH, Palaniswami M, Begg RK. A comparative study on approximate entropy measure and Poincaré plot indexes of minimum foot clearance variability in the elderly during walking. *J Neuroeng Rehabil*. 2008; 5: 4.
- Hausdorff JM. Gait variability methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil*. 2005; 20(2): 19.

28. De La Cruz TB , Sánchez LMD, Sarabia CE, Naranjo OJ. Entropy in the analysis of gait complexity: A state of the art. *British J Appl Sci Technol*. 2013; 3(4): 1097–105.
29. Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture*. 2010; 32: 429-35.
30. Stokes M. Reliability and Repeatability of methods of measuring muscle in physiotherapy. *Physioth Pract*. 1985; 1(2): 71-6.
31. Gabell A, Nayak US. The effect of age on variability in gait. *J Gerontol*. 1984; 39(6): 662–6.
32. Beauchet O, Allali G, Annweiler C, Bridenbaugh S, Assal F, Kressig RW, *et al*. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology*. 2009; 55(6): 702–6.
33. Allen DD. Proposing 6 dimensions within the construct of movement in the Movement Continuum Theory. *Phys Ther*. 2007; 87: 888–98.
34. Koster A, Penninx B, Bosma H, Kempen G, Harris T, Newman AB, *et al*. Is there a biomedical explanation for socioeconomic differences in incident mobility limitation. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005; 60A(8): 1022–7.
35. Nilsson CJ, Avlund K, Lund R. Onset of mobility limitations in old age: the combined effect of socioeconomic position and social relations. *Age Ageing*. 2011; 40: 607–14.
36. Thorpe R, Koster A, Kritchevsky S, Newman AB, Harris T, Ayonayon HN, *et al*. Race, socioeconomic resources, and late-life mobility and decline: findings from the health, aging, and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2011; 66A: 1114-23.
37. Pincus SM, Goldberger AL. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *Am J Physiol*. 1994; 266(4 Pt 2): H1643–56.
38. Nathan R, Getz WM, Revilla E, Holyoak M, Kadmon R, Saltz D, *et al* . A movement ecology paradigm for unifying organismal movement research. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2008; 105(49): 19052-9.
39. Khandoker AH, Lynch K, Karmakar CK, Begg RK, Palaniswami M. Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *J Neuroeng Rehabil*. 2010; 28(7): 18.
40. Karmakar CK, Khandoker AH, Begg RK, Palaniswami M, Taylor S. Understanding ageing effects by approximate entropy analysis of gait variability; 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale; August 23-26, 2007; Lyon, France.
41. Costa M, Peng C-K, Goldberger AL, Hausdorff JM. Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica A: Statist Mechanics Applicat*. 2003; 330: 53–60.
42. White DK, Neogi T, Nevitt MC, Peloquin CE, Zhu Y, Boudreau RM, *et al* . Trajectories of gait speed predicts mortality in well-functioning older adults: the Health, Aging and Body Composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2013; 68(4): 456–64.