

Determinantes antropométricos, funcionales y de trayectoria del pie para la magnitud de longitud de zancada en adultos mayores autovalentes de la comunidad de Talca, Chile

Anthropometric, functional and foot trajectory determinants of stride length in self-reliant community-dwelling elderly persons in Talca, Chile

Paul Medina González¹

ARTIGOS ORIGINAIS / ORIGINAL ARTICLES

Resumen

Objetivo: Analizar determinantes antropométricos, de rendimiento muscular y trayectoria del pie para la longitud de zancada (LZ) durante la ejecución de marcha confortable en adultos mayores autovalentes de la comunidad de Talca, Chile. **Método:** Participaron en esta investigación observacional y transversal 63 adultos mayores autovalentes, los cuales fueron caracterizados antropométricamente mediante masa, estatura y el índice de masa corporal. Se les cuantificaron el rendimiento de la fuerza muscular de dorsiflexores (FM-DF) y el ritmo de desarrollo de fuerza para dorsiflexores. Finalmente se les solicitó que caminaran confortablemente en un circuito elíptico de 40 metros, determinándose la LZ y las variables de trayectoria máximo despeje del pie (MaxDP) y mínimo despeje del pie (MDP). La evaluación de las determinantes de LZ se desarrolló mediante el cálculo del coeficiente de determinación (r^2) considerando el nivel de significancia en $p \leq 0,05$. **Resultados:** Las variables antropométricas presentan correlaciones significativas ($r > 0,41$), siendo incipiente la explicación sobre LZ ($r^2 < 0,20$). Por su parte, el desempeño muscular se correlaciona significativamente ($r > 0,52$), sobresaliendo la FM-DF ($r^2 = 0,342$). El MaxDP presenta una importante explicación de datos ($r^2 = 0,396$), por su parte la correlación del MDP fue baja no significativa ($r = 0,24$; $r^2 = 0,058$). **Conclusion:** Las determinantes de LZ en adultos mayores autovalentes chilenos son el MaxDP y la FM-DF. Se propone complementar la normalización de parámetros de marcha según la trayectoria y el desempeño muscular.

Abstract

Objective: To analyze anthropometric, muscle performance and foot trajectory determinants of stride length (SL) during walking at a comfortable pace among self-reliant community-dwelling elderly persons in Talca, Chile. **Method:** A total of 63 self-reliant elderly persons participated in this observational and cross-sectional study. They were characterized by the anthropometric measures of mass, height and body mass index. Dorsiflexor muscle strength performance (DF-MS) and rate of force development were quantified. Finally, the elderly persons were asked to walk comfortably around a 40 meter elliptical circuit,

Palabras claves: Anciano; Caminata; Antropometría; Fuerza Muscular; Fenómenos Biomecánicos.

Key words: Elderly; Walking; Anthropometry; Muscle Strength; Biomechanical Phenomena.

¹ Universidad Católica del Maule, Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Kinesiología. Talca, Chile.

using determined SL and maximum foot clearance (MaxFC) and minimum foot clearance (MFC) trajectory parameters. The SL determinants were evaluated by calculating the coefficient of determination (r^2) considering a level of significance of $p \leq 0.05$. *Results:* The anthropometric variables demonstrated significant correlations ($r > 0.41$) with the explanation of SL remaining incipient ($r^2 < 0.20$). Muscle performance, meanwhile, was significantly correlated ($r > 0.52$), with DF-MS standing out ($r^2 = 0.342$). MaxFC represented a significant explanation for the data ($r^2 = 0.396$), while the low correlation of MFC was not significant ($r = 0.24$, $r^2 = 0.058$). *Conclusion:* MaxFC and DF-MS are determinants of SL in self-reliant elderly Chileans. It is proposed that gait parameters could be normalized in accordance with trajectory and muscular performance.

INTRODUCCIÓN

El cambio demográfico experimentado por los países de Latinoamérica ha desencadenado un aumento sistemático en la cantidad de personas mayores de 60 años.¹ En este escenario, el envejecimiento es un proceso extremadamente complejo de cambios naturales progresivos e irreversibles,² los cuales se traducen en la disminución de las capacidades funcionales en el ámbito emocional, cognitivo y físico; alterando con esto el desempeño en contextos funcionales generales representados por las actividades básicas, instrumentales y avanzadas de la vida diaria.

Se ha definido la capacidad de marcha independiente como un hito motor durante el ciclo vital humano, el cual se adquiere en el primer año postnatal, para luego madurar durante la infancia y ser un elemento fundamental de la funcionalidad adulta.³ No obstante lo anterior, el desarrollo del envejecimiento avanzado presenta riesgos de origen multifactorial, los cuales junto con la expresión de morbilidades desencadenan alteraciones en parámetros espaciotemporales de marcha, condicionando el balance y la estabilidad.⁴ De esta manera, su medición específica y oportuna resulta ser cada vez más necesaria en la práctica profesional y disciplinar.

La evaluación de la marcha ha tenido un énfasis genérico mediante la medición predominante de parámetros dependientes del tiempo y el espacio. En este sentido, se han analizado indicadores de distancia recorrida durante la prueba de caminata en seis minutos,⁵ costo fisiológico⁶ y velocidad para condiciones confortables y de máxima exigencia.⁷

Se ha descrito que, además de la velocidad, el indicador biomecánico de marcha más robusto es la longitud de zancada (LZ), debido a que espacialmente representa su ciclo completo⁸ siendo un traductor de eficiencia mecánica y fisiológica.⁹ Al respecto, ésta se encontraría condicionada por características antropométricas pre-establecidas¹⁰ y funcionales específicas,^{4,11} desconociéndose cuál de estas variables determinantes tendría el impacto más significativo para la expresión espacial del ciclo de marcha, información que podría profundizar el diagnóstico funcional, planes de intervención específicos y estrategias disciplinares para la población de adultos mayores (AM) insertos en roles comunitarios.

De esta manera, el propósito de esta investigación es evaluar determinantes antropométricos, de rendimiento muscular y de trayectoria del pie para la LZ durante la ejecución de marcha confortable en AM autovalentes de la comunidad de Talca, Chile.

MÉTODO

Participantes

En esta investigación observacional y de temporalidad transversal participaron mediante un muestreo por conveniencia y no probabilístico 63 AM (edad 70 ± 5 años) pertenecientes a diversos clubes sociales de la comunidad de Talca-Chile. Luego del contacto formal, se efectuaron las mediciones de las variables primarias del estudio en dependencias de la Universidad Católica del

Maule (UCM) durante los meses de enero y febrero del año 2014, con jornadas de trabajo matutinas. Los participantes firmaron un consentimiento informado el cual fue aprobado por el Comité de Ética Científico de la UCM (proyecto 2012-2014, informe de seguimiento n°2/2014). Los criterios de inclusión fueron controlados mediante la aplicación del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor (EMPAM),¹² verificando la condición de autovalencia según la Evaluación Funcional del Adulto Mayor-Chile, parte A (EFAM-Chile), nivel cognitivo normal (Test Minimental abreviado ≥ 13 puntos)¹² y sin depresión establecida (Escala de Yessavage < 5 puntos).¹² Por su parte, fueron excluidos los sujetos con enfermedades crónicas descompensadas, riesgo de caídas establecido por las pruebas *timed up and go* y estación unipodal positivas,¹² secuelas severas de enfermedades neurológicas o descompensación cardiovascular, y dolor moderado en miembros inferiores (Escala Visual Análoga > 3 cm).

Mediciones

Antropometría

La caracterización antropométrica básica contempló la medición de masa corporal y estatura (*estadímetro DETECTO, modelo 2392*) en condiciones descalzas y conservando la posición del borde inferior de la órbita en el mismo plano que el conducto auditivo externo (plano de *Frankfurt*).¹³ En este contexto, el estado nutricional se estableció mediante el índice de masa corporal (IMC) y la correspondiente categorización específica para población de AM chilenos, siendo establecido como enflaquecido (IMC < 23 Kg/m²), normal (IMC entre 23,1 Kg/m² y 27,9 Kg/m²), sobrepeso (IMC entre 28 Kg/m² y 31,9 Kg/m²) y obeso (IMC > 32 Kg/m²).¹²

Fuerza muscular de dorsiflexores (FM-DF)

La medición de la FM-DF dominante se ejecutó en posición decúbito supino avanzado para dejar libre la articulación del tobillo. Se fijó

mediante una cincha ajustada según tolerancia, el segmento pierna dominante de manera unilateral para evitar compensaciones durante el esfuerzo, se le informó al sujeto acerca de la prueba y se solicitó una contracción sub-máxima para garantizar la comprensión de ésta. Posteriormente se midió la fuerza máxima mediante la técnica “*make test*”,¹⁴ traduciendo el esfuerzo con un dinamómetro de tomada (*Lafayette Manual Muscle Test System, modelo 01165*), el cual entregó el resultado en kilogramos-fuerza. Además se monitorizó el tiempo necesario para alcanzar este valor, el cual se denominó ritmo de desarrollo de fuerza (RDF-DF; Kg/s). Se realizaron tres mediciones consistentes entre sí ($< 10\%$ variabilidad) con un minuto de reposo entre cada una de ellas, registrándose para el análisis el máximo rendimiento.

Análisis cinemático

Se solicitó a los participantes que ejecutaran una marcha de característica confortable durante tres minutos en un circuito elíptico de cuarenta metros. Al respecto, se ubicó estratégicamente una cámara (*Sony Handycam, modelo HDR-XR550*) en una zona denominada “de registro”, a una distancia de cuatro metros para la captura de un video de cada zancada (5 zancadas en total) ejecutada por el AM. Una vez terminada la ejecución de la prueba se guardaron los registros en un computador portátil (*Toshiba, modelo NB505-SP0115LL*) para la correspondiente transformación a fotogramas de análisis (30 imágenes por segundo) mediante un programa de captura (*Free video to jpg converter* versión 5.0.22, 2013, disponible en: <http://free-video-to-jpg-converter.softonic.com>). El análisis cinemático simple se desarrolló mediante un programa de libre acceso.¹⁵

En el contexto del análisis de trayectoria del pie en dos dimensiones, se entiende por su despeje como la altura en milímetros (mm) entre el borde ántero-inferior del pie y el eje x de las coordenadas.¹⁵ Al respecto, el máximo despeje del pie (MaxDP) es un parámetro que se pesquiza en la fase inicial del balanceo de marcha, siendo el valor más alejado al suelo durante esta etapa.^{11,15,16} Por su parte, el

mínimo despeje del pie (MDP) representa la mínima altura en mm entre el borde ántero-inferior del pie y el eje x de las coordenadas, siendo característico de la fase avanzada del balanceo de marcha.^{11,15-17}

Se entiende por LZ como la distancia en milímetros que utiliza un sujeto para el ciclo completo de marcha, la cual comprende el vértice ántero-inferior del marcador en el inicio y final de una zancada.^{8,15}

Análisis estadístico

El tipo de distribución de las variables de análisis se estableció mediante la prueba *Shapiro-Wilk*. La estadística descriptiva se efectuó mediante promedio ± 1 desviación estándar. Para determinar la correlación entre la LZ con sus determinantes antropométricos, de fuerza muscular y de trayectoria del pie, se utilizó la prueba *r* de *Pearson*.

Por su parte, la explicación de la variabilidad en la LZ se determinó mediante el coeficiente de determinación (r^2), siendo el nivel de significancia estadística establecido en un $p \leq 0,05$.

En relación a los programas que se utilizaron para el análisis de los datos, la estadística descriptiva e inferencial fue desarrollada mediante *SPSS* versión 18.0, mientras que las gráficas se efectuaron con *GraphPad Prism* versión 5.0.

RESULTADOS

La tabla 1 presenta las características generales de los sujetos. Al respecto, existe un predominio de participación efectiva por parte del sexo femenino, alcanzando el 74,6%. Desde el punto de vista del rango etario, este comprende mayoritariamente el decenio 65-75 años. Por su parte, el estado nutricional específico de los AM fue de sobrepeso en el límite inferior.

Tabla 1. Comportamiento demográfico, antropométrico y funcional de los adultos mayores participantes. Talca, Región del Maule, Chile, 2014

Sexo	n	Edad (años)	Masa (Kg)	Estatura (m)	IMC (Kg/m ²)	EFAM-A (Puntaje)
Total	63	69,56($\pm 5,41$)	73,54($\pm 12,12$)	1,55($\pm 0,08$)	30,50($\pm 4,32$)	50,43($\pm 2,97$)
Femenino	47	69,17($\pm 4,94$)	71,44($\pm 11,35$)	1,52($\pm 0,05$)	30,85($\pm 4,43$)	50,14($\pm 3,08$)
Masculino	16	70,88($\pm 6,79$)	80,72($\pm 12,23$)	1,66($\pm 0,06$)	29,30($\pm 3,48$)	51,41($\pm 2,37$)

Los valores se expresan en promedios \pm desviación estándar para cada variable; n=número de participantes por grupo; IMC=índice de masa corporal; EFAM-A=evaluación funcional del adulto mayor parte A.

El comportamiento del rendimiento muscular de tobillo y cinemática del pie se describe en la tabla 2. La FM-DF es cercana a los 15 Kg en la muestra general, siendo superior en el sexo masculino ($p < 0,001$). En este sentido, el RDF-DF alcanza valores cercanos a los 5 Kg/s expresando una tasa superior en 2 Kg/s a favor de los hombres ($p = 0,004$). Desde el punto de vista de la cinemática de marcha confortable, la trayectoria del pie

presenta en la fase temprana del balanceo un valor de MaxDP cercano a 101 mm para el grupo total de sujetos, elevando significativamente más el pie el sexo masculino ($p < 0,001$). Por su parte, durante la fase de balanceo avanzado presenta un rendimiento del MDP similar según sexo el cual bordea los 12 mm ($p = 0,357$). En el caso de la LZ, ésta es cercana a los 1500 mm y es de mayor extensión en los hombres ($p < 0,001$).

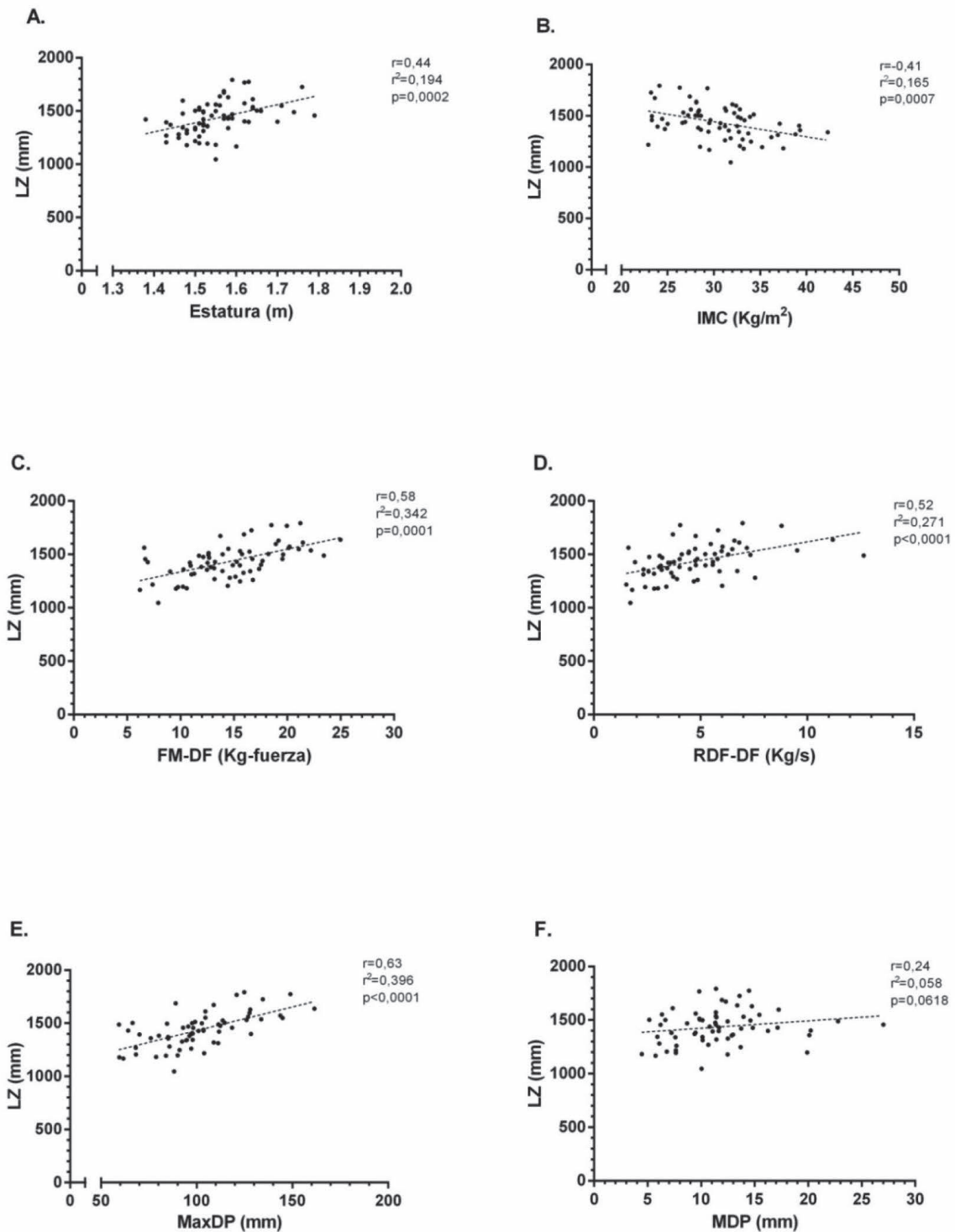
Tabla 2. Comportamiento del rendimiento muscular y cinemática de los adultos mayores participantes. Talca, Región del Maule, Chile, 2014

Sexo	n	FM-DF (Kg-F)	RDF-DF (Kg/s)	MaxDP (mm)	MDP (mm)	LZ (mm)
Total	63	14,8(±4,1)	4,7(±2,1)	100,9(±22,8)	11,6(±4,4)	1434,8(±158,9)
Femenino	47	13,5(±3,5)	4,3(±1,7)	93,6(±18,8)	11,3(±4,5)	1386,1(±134,9)
Masculino	16	19,0(±3,1)	6,3(±2,5)	122,1(±20,6)	12,4(±3,8)	1587,1(±131,5)
Valor <i>p</i>		<0,001	0,004	<0,001	0,357	<0,001

Los valores se expresan en promedios ± desviación estándar para cada variable; n=número de participantes por grupo; FM-DF= fuerza muscular de dorsiflexores; RDF-DF= ritmo de desarrollo de fuerza para dorsiflexores; MaxDP=máximo despeje del pie; MDP=mínimo despeje del pie; LZ=longitud de la zancada; la comparación según sexo se efectuó mediante la prueba *t Student* para muestras independientes.

La figura 1 representa gráficamente el comportamiento de las correlaciones entre cada una de las determinantes propuestas para la LZ. Las variables antropométricas presentan correlaciones significativas (figuras 1A y 1B). Sin embargo, la explicación sobre el comportamiento de la variabilidad de la LZ es incipiente. Por su parte, el desempeño muscular se correlaciona

significativamente (figuras 1C y 1D), sobresaliendo el coeficiente de determinación de la FM-DF. Los indicadores de trayectoria del pie presentan un comportamiento desigual, siendo de nivel alto, significativo y con una explicación de los datos que es cercana al 40% para MaxDP (figura 1E); por su parte, el MDP presenta una correlación baja no significativa (figura 1F).



A. estatura; B. IMC=índice de masa corporal; C. FM-DF=fuerza muscular de dorsiflexores dominante; D. RDF-DF=ritmo de desarrollo de fuerza dorsiflexores; E. MaxDP=variable de trayectoria máximo despeje del pie; F. MDP=variable de trayectoria mínimo despeje del pie; r= índice de correlación; r²= coeficiente de determinación; p= valor de significancia estadística.

Figura 1. Correlaciones para las determinantes de la longitud de la zancada en adultos mayores autovalentes. Talca, Región del Maule, Chile, 2014.

DISCUSIÓN

La LZ es considerada un importante parámetro cinemático de marcha, debido a que es el traductor general de todos los eventos que ocurren durante su ciclo completo, dando cuenta de las fases de apoyo y balanceo.⁹ Dentro de este escenario conceptual, la población de AM es considerada un grupo vulnerable a manifestar tropiezos¹⁸ los cuales podrían desencadenar caídas, provocando morbilidades que condicionan negativamente la funcionalidad. De esta manera, la medición oportuna de esta variable se hace necesaria además de determinar cuál es la naturaleza de los indicadores que podrían condicionarla, para la propuesta de intervenciones seguras, eficientes y con sentido de oportunidad para este grupo etario. Al respecto, el principal hallazgo de la presente investigación se enmarca en que las variables que explican mayormente la variabilidad de la LZ fueron el MaxDP y la FM-DF, las cuales son condicionantes ordenadas cronológicamente del desempeño de la fase de balanceo.^{9,16}

La experiencia del análisis de la LZ en la literatura muestra resultados consistentes con los publicados en el presente trabajo. Karst et al.¹⁷ reportan datos espaciales de marcha en 16 AM de sexo femenino según diversas propuestas metodológicas, siendo la LZ de 1330 ± 140 mm para cadencia natural, lo que es similar a los valores obtenidos en la presente investigación (tabla 2). Del mismo modo, otra experiencia realizada en AM de sexo masculino¹⁹ reporta para LZ resultados de 1530 ± 120 mm en superficie dura, siendo muy similar a lo experimentado en este estudio (tabla 2). En este escenario, se han documentado valores normativos de cualidades temporales y espaciales de marcha en AM, así como Hollman et al.⁸ proponen una LZ de 1370 ± 120 mm para hombres y 1180 ± 150 mm en mujeres.

Si bien las condiciones para efectuar la marcha consideran preferentemente un control de laboratorio, garantizando la validez interna de la información, ésta afectaría negativamente la expresión de marcha confortable y espontánea debido a la utilización de longitudes de pista

menores a cinco metros, distancia que no sería suficiente para la expresión de marcha en condiciones naturales de ejecución.²⁰ Se ha reportado también que el tiempo mínimo para alcanzar un estado estacionario en AM es de tres minutos.⁶ Por tanto, la extrapolación hacia escenarios de expresión de funcionalidad debería considerar factores neuromusculares, mecánicos y de adaptación fisiológica.

Existe evidencia de que indicadores antropométricos tales como masa, estatura e IMC condicionarían la LZ.¹⁰ Al respecto, se ha recomendado corregir los valores obtenidos según estos parámetros para garantizar las comparaciones pertinentes tanto para indicadores cinemáticos como de desempeño muscular.⁹

Los resultados de la presente investigación muestran que si bien tanto la estatura como el IMC muestran correlaciones moderadas y significativas (figuras 1A y 1B), éstas presentan una explicación baja para el comportamiento de la LZ (coeficiente de determinación: $r^2 < 0,20$). Este bajo peso estadístico como determinante se podría explicar fundamentalmente por razones morfológicas, dado que todos los sujetos evaluados pertenecían a la estratificación normopeso o sobrepeso (tabla 1). En este contexto Ko et al.,¹⁰ durante el año 2010 presentaron resultados del estudio Baltimore demostrando que los patrones cinemáticos de marcha solo se verían afectados significativamente en AM que presentan obesidad, por lo que se proyecta la necesidad de explorar este comportamiento considerando grupos de AM con mayor variabilidad morfológica.

Cabe destacar que a la fecha se desconoce la asociación específica entre variables morfológicas y la LZ, por lo que el presente estudio sería pionero en explorar este comportamiento para un grupo de AM autovalentes chilenos.

El desempeño de la musculatura dorsiflexora de tobillo obtenido en la presente investigación (tabla 2) concuerda con lo reportado en experiencias previas.²¹ Por su parte, el impacto que tendría este comportamiento sobre la LZ es de correlación

significativa directa y una considerable explicación de datos tanto para FM-DF (figura 1C) como RDF-DF (figura 1D). En este sentido, se ha planteado que la integridad muscular condiciona predominantemente el balance y la estabilidad de marcha.^{22,23} Por tanto, tendría un impacto considerable en la LZ, sin embargo el comportamiento de esta relación no sería lineal,²⁴ lo que se traduce en una dependencia relativa de la magnitud de velocidad de marcha.^{25,26} En este escenario, Cress & Meyer²⁷ evaluaron la fuerza muscular de extensores de rodilla y el consumo máximo de oxígeno en AM de la comunidad, reportando umbrales de funcionalidad que no presentaban un comportamiento lineal. De esta manera, sería necesario en futuras investigaciones analizar aquellos puntos críticos de cambios para establecer cómo la magnitud del resultado de esta variable determina dinámicamente la LZ como indicador de funcionalidad vinculado con la marcha.

El comportamiento de la musculatura dorsiflexora de tobillo presenta una activación principal durante la fase de balanceo tardía de la marcha, evitando que la zona anterior del pie contacte con el suelo.¹¹ Los resultados de la presente investigación fundamentan la importancia de esta variable durante la ejecución de marcha confortable en AM. En este contexto se ha reportado que tanto el proceso de envejecimiento^{18,21} como la expresión de fatiga periférica ocasionada por morbilidades tales como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica²⁸ condicionarían negativamente su desempeño, traduciendo una marcha menos eficiente y la consecuente aparición de tropiezos que podrían eventualmente provocar caídas.

El comportamiento de los puntos de trayectoria del pie seleccionados expresan un impacto desigual hacia la magnitud de la LZ. El MaxDP tiene una alta y significativa correlación con la LZ, siendo su explicación de datos cercana al 40% (figura 1E). Estos resultados denotan la importancia de esta fase en el desempeño de marcha para AM en condiciones de autovalencia, siendo la principal determinante encontrada en la presente investigación. La explicación a este fenómeno podría considerar la acumulación de energía potencial elástica y mecánica⁹ al inicio de la fase de balanceo por parte de los plantiflexores de

tobillo, lo que brindaría el impulso suficiente para el posterior desempeño de la trayectoria como consecuencia de ésta. Cabe destacar que es necesario profundizar esta temática considerando dos lineamientos: a) la medición conjunta del rendimiento en musculatura plantiflexora de tobillo^{26,29} y; b) la inclusión de AM con diversos estados de funcionalidad para evaluar si este rol protagónico se mantiene en diferentes estrategias de marcha confortable, tales como aquellas en que se evidencie una disminución significativa de la fase de balanceo.

El MDP presenta una correlación baja y no significativa, proyectando la más incipiente explicación de datos de todas las determinantes seleccionadas, alcanzando valores inferiores al 6% (figura 1F). Esta situación se podría explicar por la baja importancia relativa que tendría esta fase en AM sin complicaciones funcionales, al respecto como criterios de selección los participantes no presentaban antecedentes de caídas o tropiezos, por lo que la cinética y cinemática estarían indemnes para su pertinente participación temporal.²⁹⁻³¹ Por otro lado, considerando la metodología de medición, esta es la variable de mayor complejidad dado que la captura del fotograma es en condiciones de velocidad que supera tres veces la del centro de masa,¹⁶ traduciendo una alta dispersión en relación a la magnitud del resultado (tabla 2). De esta manera, se proyecta para futuras investigaciones optimizar la captura de los fotogramas para garantizar una mayor precisión en el análisis y, además, realizar la evaluación del comportamiento de este parámetro considerando diferentes estados funcionales, demográficos y antropométricos de la población de personas mayores.

La presente investigación entrega elementos de juicio para la especificación del análisis de la marcha en AM considerando la normalización de datos de referencia para el diagnóstico funcional. Además, al observar la explicación significativa de la variabilidad de la LZ por parte de los indicadores de desempeño muscular (figuras 1C y 1D) y el MaxDP (figura 1E), junto con la importancia de evaluar la dualidad entre el movimiento y el ambiente,³² específicamente en las características irregulares de las calzadas utilizadas para el traslado

en contextos urbanos,³³ estos resultados podrían ser de utilidad para la determinación temprana de eventuales complicaciones asociadas a los riesgos de tropiezos y consecuentes caídas de AM que no presentan el riesgo mediante la aplicación de los instrumentos convencionales establecidos por las políticas públicas de salud.¹² Complementariamente, el conocer el comportamiento del rendimiento muscular además de los puntos críticos de trayectoria son elementos que orientan la toma de decisiones terapéuticas, considerando ventanas específicas de sobrecargas mínimas y máximas para cada individuo y su interacción con el ambiente en el tiempo y el espacio mediante la incorporación de entrenamientos ecológicos como intervención preventiva.³⁴

Se ha reportado en la literatura que durante la marcha la fase del apoyo inicial del talón es responsable del riesgo de “resbalones” en población de AM.³⁵ Por otro lado, el análisis del costo fisiológico como variable asociada es otro traductor de interés, considerando la experiencia reportada por Russel et al.,³⁶ en la cual demostraron que se desencadena un incremento en el costo fisiológico en mujeres obesas con artrosis a las cuales se les sometió a la realización de marcha en condiciones que disminuían en un 15% la LZ. De esta manera, con estos resultados se proyectan nuevos estudios que consideren evaluaciones complementarias en grupos musculares antagonistas tales como los plantiflexores de tobillo y la inclusión de la tolerancia a la fatiga como dimensión del rendimiento muscular. Se recomienda también la incorporación del análisis de cinemática temporal y espacial para la determinación de posiciones angulares y trayectorias en el tiempo las que podrían resultar críticas durante el desarrollo de marcha.

REFERENCIAS

1. Chackiel J. La dinámica demográfica de América Latina [Internet]. Santiago de Chile: Comisión Económica para América Latina y el Caribe; 2004 [acceso em 20 ene. 2014]. (Serie población y desarrollo ; nº 52). Disponible em: <http://www.eclac.cl/cgi-bin/getProd.asp?xml=/publicaciones/xml/0/14860/P14860.xml&xsl=/celade/tpl/p9f.xsl&base=/celade/tpl/top-bottom.xsl>
2. Weinert BT, Timiras PS. Invited review: theories of aging. *J Appl Physiol* 2003;95(4):1706-16.
3. González PM, Solorza EM. Evolución de la locomoción bípeda humana: el nivel socioeconómico como factor ambiental. *Antropo* 2014;31:15-24.
4. Salzman B. Gait and balance disorders in older adults. *Am Fam Physician* 2010;82(1):61-8.

Complementariamente se visualiza el análisis del costo del transporte junto con la evaluación de la percepción de fatiga y dolor, incluyendo para esto la evaluación del ambiente como factor mediante la valoración del desempeño de marcha en superficies homogéneas e irregulares.

Como principales limitaciones se puede mencionar la homogeneidad de la muestra, la cual al pertenecer a un grupo focal es altamente seleccionada, condicionando negativamente la validez externa de la investigación. Parte importante de las correlaciones se efectuaron entre un indicador general de marcha (LZ) con la manifestación cinemática de un grupo muscular en el segmento dominante, impidiendo con esto una extrapolación completa de los resultados obtenidos. Se sugiere en futuras investigaciones incorporar estas determinantes como variables complementarias en estudios poblacionales que consideren un mayor número de sujetos que provengan de diferentes grupos focales según ubicación geográfica y nivel socioeconómico.

CONCLUSION

Finalmente, los resultados de la presente investigación permiten establecer que las determinantes de la longitud de zancada en adultos mayores autovalentes de la comunidad de Talca-Chile son el parámetro de trayectoria máximo despeje del pie y el rendimiento de la fuerza muscular de dorsiflexores. Estos resultados respaldan la propuesta de complementar la utilización convencional de variables antropométricas para la normalización de datos cinemáticos de marcha, incluyendo parámetros de fuerza y trayectoria.

5. Troosters T, Gosselink R, Decramer M. Six-minute walking distance in healthy elderly subjects. *Eur Respir J* 1999;14(2):270-4.
6. Malatesta D, Simar D, Dauvilliers Y, Candau R, Borrani F, Prefaut C, et al. Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. *J Appl Physiol* 2003;95(6):2248-56.
7. Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing* 1997;26(1):15-9.
8. Hollman J, McDade E, Petersen R. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture* 2011;34(1):111-8.
9. Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol* 2003;88(4-5):297-316.
10. Ko S, Stenholm S, Ferrucci L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Biomech* 2010;43(6):1104-10.
11. Dadashi F, Mariani B, Rochat S, Büla CJ, Santos-Eggimann B, Aminian K. Gait and foot clearance parameters obtained using shoe-worn inertial sensors in a large-population sample of older adults. *Sensors* 2013;14(1):443-57.
12. Chile. Ministerio de Salud, 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) [Internet]. [sem local]: Ministério de Salud De Chile; 2014 [acesso em 23 ene. 2014]. Disponível em: http://www.saludhiggins.cl/attachments/314_Instructivo%20del%20Control%20de%20Salud%200107.pdf
13. Sánchez-García S, García-Peña C, Duque-López MX, Juárez-Cedillo T, Cortés-Núñez AR, Reyes-Beaman S. Anthropometric measures and nutritional status in a healthy elderly population. *BMC Public Health* 2007 7:2.
14. Stratford PW, Balsor BE. A comparison of make and break tests using a hand-held dynamometer and the Kin-Com. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19(1):28-32.
15. 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.
16. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther* 1992;72(1):45-53.
17. Karst GM, Hageman PA, Jones TF, Bunner SH. Reliability of foot trajectory measures within and between testing sessions. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 1999;54(7):343-7.
18. Begg R, Best R, Dell'Oro L, Taylor S. Minimum foot clearance during walking: strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait Posture* 2007;25(2):191-8.
19. Merryweather A, Yoo B, Boswick D. Gait characteristics associated with trip-induced falls on level and sloped irregular surfaces. *Minerals* 2011;1(1):109-21.
20. Najafi B, Helbostad JL, Moe-Nilssen R, Zijlstra W, Aminian K. Does walking strategy in older people change as a function of walking distance? *Gait Posture* 2009;29(2):261-6.
21. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J, Alexander N. Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age Ageing* 2009;38(1):119-23.
22. Wolfson L, Judge J, Whipple R, King M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 1995;50(n. Spec): 64-7.
23. Moxley Scarborough D, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture* 1999;10(1):10-20.
24. Buchner DM, Larson EB, Wagner EH, Koepsell TD, De Lateur BJ. Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing* 1996;25(5):386-91.
25. Espy DD, Yang F, Bhatt T, Pai YC. Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait Posture* 2010;32(3):378-82.
26. Misu S, Doi T, Asai T, Sawa R, Tsutsumimoto K, Nakakubo S, et al. Association between toe flexor strength and spatiotemporal gait parameters in community-dwelling older people. *J Neuroengineering Rehabil* 2014;11(1):1-8.
27. Cress ME, Meyer M. Maximal voluntary and functional performance levels needed for independence in adults aged 65 to 97 years. *Phys Ther* 2003;83(1):37-48.
28. Gagnon P, Maltais F, Bouyer L, Ribeiro F, Coats V, Brouillard C, et al. Distal leg muscle function in patients with COPD. *COPD* 2013;10(2):235-42.
29. Judge JO, Davis RB 3rd, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 1996;51(6):303-12.

30. Anderson DE, Madigan ML. Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults. *J Biomech* 2014;47(5):1104-9.
31. Chiba H, Ebihara S, Tomita N, Sasaki H, Butler J. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. *Geriatr Gerontol Int* 2005;5(2):127-34.
32. 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 USA* 2008;105(49):19052-9.
33. Toker Z. Walking beyond the Socioeconomic Status in an objectively and perceptually walkable pedestrian environment. *Urban Stud Res* [Internet] 2015 [acceso em 23 ene. 2014];2015:1-15. Disponible em: <http://www.hindawi.com/journals/ustr/2015/919874/cta/>
34. Magistro D, Liubicich ME, Candela F, Ciairano S. Effect of ecological walking training in sedentary elderly people: act on aging study. *Gerontologist* 2014;54(4):611-23.
35. Mills PM, Barrett RS. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum Mov Sci* 2001;20(4-5):427-46.
36. Russell EM, Braun B, Hamill J. Does stride length influence metabolic cost and biomechanical risk factors for knee osteoarthritis in obese women? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25(5):438-43.

Recibido: 12/03/2015

Revisado: 20/12/2015

Aprobado: 10/03/2016