Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica
Fecha de recepción: 02-06-2025
Fecha de aceptación: 13-09-2025

INGENIERÍA MECÁNICA
TECNOLOGÍA Y DESARROLLO
Vol. 8 No. 4 (2025) 046 - 053

Análisis del efecto cinemático del uso del teléfono móvil en la marcha humana

Analysis of the kinematic effect of mobile phone use on human gait

Juan Carlos Arellano-González*[a], Hugo Iván Medellín-Castillo[a], J. Jesús Cervantes-Sánchez[b]
[a]CIEP, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Av. Manuel Nava No. 8, San Luis Potosí, S.L.P., C.P. 78290, México.
[b]DICIS, Universidad de Guanajuato, carretera Salamanca-Valle de Santiago km 3.5+1.8, Comunidad de Palo Blanco, Salamanca, C.P. 36885, GTO.
*carlos.arellano@uaslp.mx

Resumen

El teléfono móvil (TM) se ha convertido en una parte esencial de nuestra vida cotidiana; sin embargo, aun cuando su uso se asocia a un aumento de las lesiones musculoesqueléticas durante la marcha, muy pocos trabajos de investigación cuantifican su efecto en el patrón de caminado. Por lo anterior, se identifica la necesidad de investigar el efecto del uso del TM durante la marcha o caminado de las personas latinas. En este trabajo se presenta un estudio para evaluar el efecto cinemático del uso del TM durante la marcha. El objetivo es evaluar las variaciones cinemáticas de los patrones de la marcha humana bajo el uso del TM y compararlos con los de la marcha sin TM. Para ello se realizaron diversos experimentos de caminado en una pasarela bajo diferentes condiciones de uso del TM (DCTM). De estas pruebas experimentales se determinaron los principales parámetros cinemáticos de la marcha utilizando técnicas de visión por computadora. Los resultados muestran que el patrón de la marcha humana varía con el uso del TM, presentando la mayor variación al caminar mientras se redactan y leen mensajes de texto.

Abstract

Cell phones (CP) have become an essential part of our daily lives; however, although the CP use is associated with an increase in musculoskeletal injuries during gait, few research works have quantified their effect on the gait pattern. Therefore, a research need is identified to investigate the effect of CP use during human gait of Latin people. In this work, a study to evaluate the kinematic effect of CP use during gait, is presented. The aim is to evaluate the kinematic variations of the human gait patterns under CP use, and compare them with the gait patterns without CP use. For this purpose, several gait experiments were performed on a walkway under different CP usage conditions (DCPC). From these experiments, the main kinematic parameters of gait were determined using computer vision techniques. The results show that the human gait pattern varies with the CP usage, having the largest variation when walking while writing and reading text messages.

Palabras clave:
Teléfono móvil (TM), Marcha humana, Efecto cinemático, Diferentes condiciones de uso del teléfono móvil (DCTM), Parámetros cinemáticos de la marcha

Keywords:
Mobile phone, Human gait, Kinematic effect, Conditions of use of the cell phone, kinematic parameters of gait

Introducción

En la actualidad se vive en una época en la que el desarrollo tecnológico en el campo de las comunicaciones avanza a un ritmo vertiginoso. Los teléfonos móviles (TM) e inteligentes se han vuelto esenciales para la vida cotidiana, en lo social, en el entretenimiento y en la educación [1–2]. Se depende cada vez más de ellos, ya que son los principales portadores de las redes de comunicación [3]. En el año 2018 más de 25 millones de estadounidenses utilizaban teléfonos inteligentes [4]. En el 2020, el 86 % de la población europea utilizaba servicios móviles; sin embargo, para el 2030 se tiene proyectado que 507 millones de europeos dispongan de un teléfono móvil, lo que representa un índice de penetración del 92 % en toda Europa [5]. Como se puede observar, tanto el número de usuarios de TM como sus tasas de uso están aumentando rápidamente. Como consecuencia, la vida de las personas ha quedado estrechamente ligada al uso del TM mientras se realizan diversas actividades cotidianas, como subir escaleras, caminar, hacer ejercicio, etc. [6]. Sin embargo, aunque el uso de TM ha contribuido a mejorar la comunicación y comodidad a nuestras vidas, el número de accidentes y problemas causados por el uso inadecuado de los TM está aumentando rápidamente [7,8]. El uso del TM induce a la distracción cognitiva, reduce la atención visual al entorno y deteriora las habilidades motoras al disminuir el movimiento de los brazos y la movilidad de la cabeza [9]. Las investigaciones han demostrado que, el uso del TM durante la marcha está relacionado estrechamente con el incremento del número de lesiones musculoesqueléticas [10]. Utilizar un teléfono móvil mientras se camina es una actividad frecuente y de alto riesgo, especialmente en personas mayores [11] o con limitaciones motoras [12]. Los adultos jóvenes, menores de 30 años, debido a la frecuencia con que utilizan

DOI: 10.59920/RIMTD.2025S6

el teléfono móvil, y las personas mayores de 60 años, debido al deterioro de sus capacidades posturales y cognitivas, corren mayor riesgo de sufrir traumatismos que los adultos de mediana edad [13]. La mortalidad debida al uso del teléfono móvil durante la marcha es significativamente mayor en personas mayores de 65 años (13–32 % de los accidentes) que en los adultos de mediana edad (5–9 %) [14].

Desde el punto de vista energético, la marcha humana siendo el medio de transporte más eficiente que cualquier otro método de desplazamiento para el ser humano [15], se considera una tarea motora automatizada [16]. Sin embargo, caminar es un proceso complejo que requiere información sensoriomotora continua para integrarse en diferentes procesos cognitivos superiores [17]. Esto sugiere que se están reconociendo interacciones complejas entre la función motora y la cognición [18]. Cuando se añaden tareas adicionales a la marcha, como redactar y leer mensajes de texto, hablar, navegar por Internet, etc., la marcha se ve afectada, disminuyendo su desempeño debido a la distracción, lo que puede aumentar el riesgo de tropiezos y caídas.

Por lo tanto, es importante evaluar de forma cuantitativa y mediante parámetros cinemáticos, qué tanto se alteran los patrones de la marcha bajo diversas condiciones del uso del teléfono móvil, tales como realizar llamadas, leer y redactar mensajes, así como escuchar música con los auriculares del teléfono. Alrededor del mundo se han realizado diversos esfuerzos para caracterizar la marcha mientras se hace uso del teléfono móvil. Sin embargo, aún no están claros los efectos de los teléfonos móviles en los peatones [19]. Por otro lado, cabe señalar que, en la mayoría de los estudios sobre la marcha con el uso del TM, se han utilizado poblaciones objetivo europeas y norteamericanas principalmente, siendo escaso encontrar estudios sobre el efecto del TM durante la marcha en poblaciones latinas, cuya antropometría es diferente de las anteriores. Por otro lado, en [8] se reporta que para una población europea de diferentes edades los parámetros espaciotemporales de la marcha se alteran sistemáticamente durante la redacción de mensajes de texto, independientemente de las condiciones de la prueba. En [20] se reporta que la dualidad de tareas (caminar y usar el celular) disminuye la velocidad de marcha (VM) en la población de edad avanzada y en las personas con alteraciones motoras. En el análisis de la doble tarea, mensajes de texto y marcha, la VM es el parámetro más utilizado para evaluar el impacto adicional de los mensajes de texto sobre la marcha [6]. En [21] también se considera la VM como vital, ya que una VM inferior a 1 m/s induce un alto riesgo de caídas, dependencia y mortalidad. Sin embargo, las estrategias adaptativas desde el punto de vista biomecánico, por ejemplo, reducir la longitud del paso o la cadencia, pueden compensar la inestabilidad de la marcha inducida por la baja velocidad [22]. Por tanto, es pertinente estudiar otros parámetros espaciotemporales además de la VM.

Por lo anterior, en este trabajo de investigación se presenta el análisis de los principales parámetros cinemáticos de la marcha humana bajo diversas configuraciones del uso del teléfono móvil, tal como ocurre en la vida cotidiana. El objetivo es comparar y evaluar las variaciones cinemáticas en los patrones de la marcha sana bajo diferentes condiciones del uso del teléfono móvil, tales como caminar mientras se realiza una llamada, se escucha música o se redacta o lee un mensaje de texto.

Metodología

Para llevar a cabo el análisis cinemático de la marcha bajo condiciones de uso del TM, y con base en estudios previos [26], se seleccionaron diez parámetros espaciotemporales de la marcha. Además, se definieron tres condiciones extrínsecas del uso del TM durante la marcha, y se compararon con la marcha libre sin celular y a velocidad cómoda para los participantes. Se seleccionó una muestra poblacional latina, y a cada uno de los participantes se le solicitó que caminara sobre una pasarela de 10 m de longitud, sin irregularidades y nivelada. Se tomaron videos a 60 fps de cada uno de los participantes para realizar la reconstrucción del caminado y determinar los parámetros espaciotemporales de la marcha durante un ciclo completo. Para ello se definió un protocolo de siete marcadores para la reconstrucción 3D de sus centroides. Para el seguimiento de los marcadores se aplicó una técnica de visión por computadora, basada en el algoritmo de visión de transformación lineal directa, el cual se implementó en el programa de MATLAB®.

Como parte del protocolo experimental se consideraron de manera adicional los siguientes puntos: a) se realizó un examen físico general a los participantes para identificar algunas posibles condiciones como malformaciones congénitas y edemas que pudieran introducir variación en el análisis de la marcha (este examen fue realizado por una enfermera); b) la pruebas experimentales y grabación de los videos se realizaron en un lugar con la privacidad y condiciones ambientales confortables; c) se realizaron algunas pruebas previas por parte de los participantes para familiarizarse con el protocolo experimental y el equipo utilizado; d) los participantes realizaron seis pruebas por cada condición extrínseca del uso del celular; e) en la pasarela de prueba de 10 m, los primeros dos metros fueron para la aceleración y los últimos dos metros para la desaceleración; y f) se analizó un participante por sesión.

Participantes

Para este estudio se seleccionaron treinta adultos jóvenes varones y latinos con una edad promedio y desviación estándar de 22.6 ± 2.3 años, estatura de 1.645 ± 0.055 m, peso de 69.6 ± 4.9 kg, y un índice de masa corporal de 24.9 ± 2.4 kg/m2. Todos los participantes se encontraban ortopédicamente y neurológicamente sanos. Los participantes recibieron una explicación a detalle sobre el estudio antes de firmar un formulario de consentimiento informado.

ISSN 2448-5837

Edición digital

Protocolo de marcadores

Para la colocación de los marcadores pasivos, de los cuales se reconstruirán tridimensionalmente las coordenadas de sus centroides, será necesario la definición de un protocolo de puntos óseos de referencia. El seguimiento de estos marcadores durante la marcha se almacena y luego sus ubicaciones se traducen en datos de movimiento. En la literatura se reportan diversos protocolos [23,24]; sin embargo, la selección depende de las condiciones y necesidades del caso de estudio o aplicación en particular [25]. Por lo tanto, para este trabajo se definió un conjunto de siete marcadores, buscando la facilidad en su identificación mediante la palpación manual de las protuberancias óseas. En la Fig. 1 se muestra la nomenclatura de los marcadores seleccionados y la definición correspondiente de los puntos óseos de referencia. Estos marcadores (seis) se colocaron en la zona lateral del miembro inferior derecho y un marcador en el miembro inferior izquierdo de los participantes.

Equipo utilizado

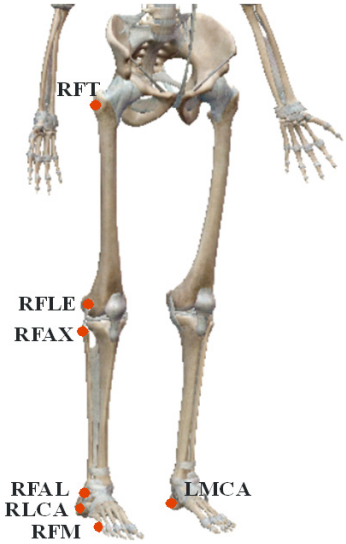
Para el seguimiento y captura de las trayectorias de los marcadores se utilizaron dos cámaras Nikon Coolpix L840®, un patrón de calibración de tres planos, una PC con MATLAB®, dos trípodes de cámara, ropa oscura para los participantes, una lámpara de luz negra, y siete marcadores pasivos.

Procesamiento y cálculo de los parámetros cinemáticos

El proceso que se implementó para el cálculo de los parámetros cinemáticos mediante visión por computadora consistió de cinco etapas: 1) calibración de cámaras, 2) toma de videos, 3) procesamiento digital de imágenes, 4) reconstrucción 3D y 5) cálculo de los parámetros cinemáticos. Este proceso se integró e implementó en el programa de MATLAB®. Es importante señalar que la técnica de visión por computadora que se aplicó se basa en el algoritmo de la Transformación Lineal Directa, y de manera específica, se usó la solución homogénea de la matriz de calibración, mediante la descomposición de valores singulares. De estudios previos [26], se demostró que este método presenta un buen desempeño en términos de precisión y costo computacional para el análisis de marcha humana.

Condiciones con el uso del teléfono móvil

A todos los participantes se les pidió que caminaran por una pasarela de 10 m bajo diferentes condiciones del uso del teléfono móvil, tal como se hace en la vida real. Las condiciones definidas son: a) escuchando música con auriculares del TM (EMAT); b) escribiendo y redactando mensajes de texto por TM (EMTT); c) realizando una llamada por TM (LTM); y d) caminado libre sin celular, a velocidad libre y cómoda (CLVC). Esta condición CLVC se utilizó como referencia comparativa. Estas condiciones se muestran en la Fig. 2.



Abreviatura	Significado
RFT	Trocante mayor del fémur derecho.
RFLE	Epicóndilo lateral del fémur derecho.
RFAX	Punta proximal de la cabeza del peroné derecho.
RFAL	Ápice del peroné derecho del maléolo lateral.
RLCA	Calcáneo lateral derecho.
LMCA	Calcáneo medial izquierdo.
RFM	Quinto metatarsiano derecho.

Figura 1 – Protocolo de marcadores utilizados.

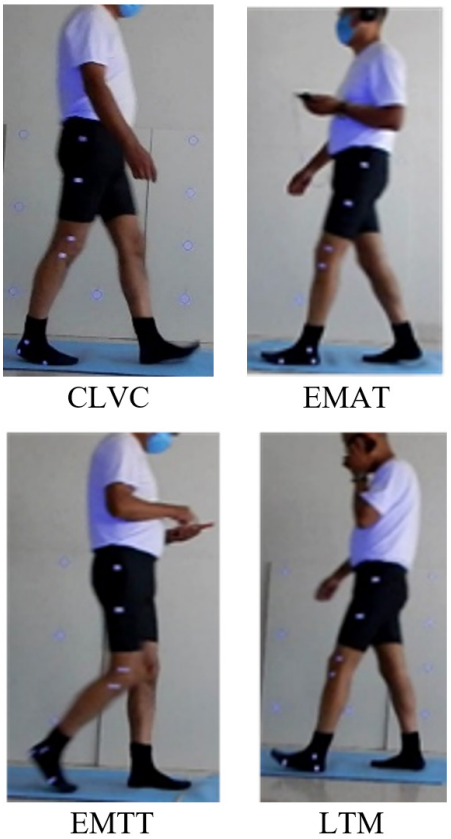


Figura 2 – Condiciones evaluadas del uso de celular y la marcha libre.

Edición digital
ISSN 2448-5837

Tabla 1 – Descripción de los parámetros biomecánicos de la marcha.

Parámetro dela marcha	*Acrónimo*	*Unidad*	*Definición*
Altura de paso	ALP	m	El movimiento de las extremidades inferiores da la altura al paso, la cual evita el arrastre de los pies.
Efecto de acortamiento de la pierna	EAP	%	El efecto acortamiento natural del miembro inferior en la fase de balanceo, generado por la articulación de la rodilla para evitar tropiezos.
Longitud de paso	LP	m	La distancia entre las colocaciones de un pie
Longitud de zancada	LZ	m	La distancia entre las colocaciones del mismo pie. Una zancada equivale a un ciclo de marcha (CM) completo.
Tiempo de apoyo	TA	% CM	El tiempo (% del CM) que transcurre desde que el talón toca el suelo hasta que se levantan los dedos, para cada pie.
Tiempo de balanceo	TB	% CM	El tiempo (% del CM) que transcurre desde que se levanta el pie del suelo hasta que vuelve a tocarlo, por cada pie.
Tiempo de apoyo monopodal	TAM	% CM	El tiempo transcurrido (% del CM) cuando un pie está en el suelo.
Tiempo de apoyo bipodal	TAB	% CM	El tiempo transcurrido (% del CM) cuando ambos pies están en el suelo.
Cadencia	CAD	pasos/min	El número de pasos realizados en un intervalo de tiempo.
Velocidad de la marcha	VM	m/s	La distancia recorrida en un intervalo de tiempo definido.

Parámetros de la marcha

Para analizar el patrón de la marcha bajo diversas configuraciones del uso del TM, se seleccionaron los parámetros espaciotemporales mostrados en la Tabla 1. Estos parámetros espaciotemporales son ampliamente conocidos y utilizados en la literatura [26], excepto los parámetros de la altura de paso y del efecto de acortamiento de la pierna, los cuales se describen en la siguiente sección.

Altura de paso

La altura de paso (ALP) es la distancia vertical generada por el movimiento de las extremidades inferiores para evitar el arrastre de los pies sobre el suelo. Esta distancia se calcula como la diferencia entre las coordenadas en el eje Z máximas y mínimas durante un ciclo completo de la marcha:

$$ALP = RLCA_{Z\max} - RLCA_{Z\min} \tag{1}$$

donde RLCAZmax corresponde a la coordenada máxima obtenida en el eje Z del marcador colocado en el calcáneo lateral derecho, y RLCAZmim corresponde a la coordenada mínima en el eje Z. Por tanto, es necesario colocar un marcador en el calcáneo medial derecho denominado RLCA (por sus siglas en inglés: Right lateral calcaneus), como se muestra en la Fig. 3.

Efecto de acortamiento de la pierna

La articulación de la rodilla ofrece un efecto natural durante la fase de balanceo de la marcha (flexión de la rodilla), el cual acorta la longitud de la pierna para evitar tropiezos, proporcionando estabilidad y movilidad necesaria a los miembros inferiores durante el proceso de la marcha. Este efecto se define mediante el parámetro de efecto de acortamiento de la pierna (EAP). En la literatura se ha reportado este parámetro de manera cualitativa, pero muy poco de forma cuantitativa, como en el trabajo previo [26]. Por lo tanto, resulta importante considerar el parámetro EAP, el cual también es útil en el diseño de prótesis internas y externas, así como en el diseño de órtesis de rodilla [26].

El parámetro EAP se determina a través del seguimiento de la magnitud del vector e mostrado en la Fig. 4. Este vector e va desde el marcador colocado el punto óseo de referencia RFLE, hasta el marcador RFAL, como se muestra en la Fig. 4. Este vector e disminuye su magnitud en función de la flexión de la articulación de la rodilla. A partir de la reconstrucción 3D de las coordenadas calculadas de los centroides de los marcadores RFLE y RFAL, se calcula la magnitud del vector e durante la marcha mediante la siguiente ecuación:

$$e = \sqrt{\left(RFAL_x - RFLE_x\right)^2 + \left(RFAL_y - RFLE_y\right)^2 + \left(RFAL_z - RFLE_z\right)^2} \tag{2}$$

Por lo tanto, el parámetro EAP se calcula como una diferencia porcentual entre la magnitud máxima (emax) y la magnitud mínima (emin) de este vector e, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$EAP = \left(\frac{\left|e_{\max}\right| - \left|e_{\min}\right|}{\left|e_{\max}\right|} \right) \times 100 \tag{3}$$

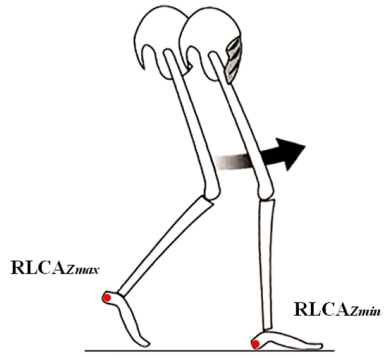


Figura 3 – Identificación y ubicación del marcador RLCA.

ISSN 2448-5837

Edición digital

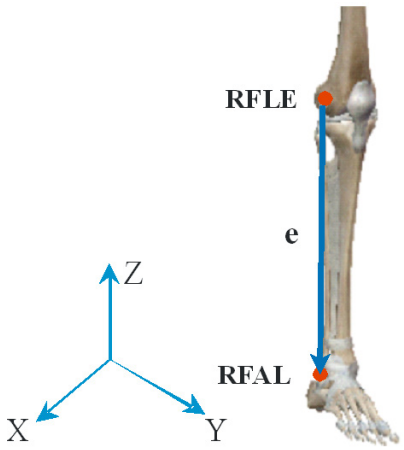


Figura 4 – Definición del vector e para el cálculo del parámetro EAP.

Resultados y discusión

La Tabla 2 muestra los resultados de los parámetros espaciotemporales durante la marcha para las condiciones con el TM y para la condición de la marcha libre de referencia CLVC. La literatura suele expresar los parámetros temporales en porcentaje de un ciclo completo de marcha (CM). Por lo tanto, se han utilizado valores porcentuales de un CM. Por otro lado, la Tabla 3 muestra la desviación porcentual de los parámetros cinemáticos promedio para las condiciones bajo el uso del celular con respecto de la condición de referencia CLVC. Estas desviaciones porcentuales se muestran de forma gráfica en la Fig. 5, y sus valores se determinaron mediante la siguiente ecuación:

$$D = \frac{P_{CTM} - P_{CLVC}}{P_{CLVC}} \times 100 \qquad (4)$$

en donde PCTM es el valor promedio del parámetro obtenido bajo el uso de TM de una de las condiciones y PCLVC es el valor promedio del parámetro obtenido en la condición de referencia CLVC. Un valor positivo indica que el parámetro es mayor que el valor obtenido en la condición de referencia CLVC, y un valor negativo indica que el parámetro es menor que el valor de referencia.

De la Tabla 3 y la Fig. 5 se observa que la condición que resultó con la mayor desviación corresponde a cuando se camina escribiendo y leyendo mensajes de texto (EMTT). Los parámetros del efecto de acortamiento de la pierna, tiempo de apoyo bipodal, longitud de la zancada, y la velocidad de la marcha, son los que presentaron la mayor variación con respecto a la marcha libre.

La condición EMTT presentó los valores promedios más bajos para los parámetros espaciales de la altura de paso, longitud del paso y longitud de la zancada, incluso inferiores a los obtenidos en la condición de referencia CLVC. La condición LTM resultó con la altura de paso más grande de estas tres DCTM. En cuanto al efecto acortamiento de la pierna, las tres condiciones analizadas presentaron valores promedios superiores al valor promedio obtenido en la condición CLVC; siendo el valor más grande para la condición EMAT.

Las condiciones de LTM y EMAT resultaron muy cercanas entre sí para el parámetro de la longitud de zancada, pero inferiores al valor promedio obtenido en la condición CLVC. En cuanto a los parámetros temporales, la condición EMTT se destaca por haber obtenido los parámetros del tiempo de apoyo y tiempo de apoyo bipodal más largos, mientras que el tiempo de balanceo y el tiempo de apoyo monopodal resultaron más cortos.

Tabla 2– Resultados de los parámetros para las diferentes configuraciones del uso del TM.

Parámetro de la marcha	Unidad	CLVC	EMAT	EMTT	LTM
ALP	m	0.194 ± 0.016	0.193 ± 0.02	0.186 ± 0.03	0.196 ± 0.02
EAP	%	8.27 ± 1.10	9.58 ± 1.38	9.37 ± 2.88	9.29 ± 1.56
LP	m	0.539 ± 0.065	0.541 ± 0.077	0.513 ± 0.062	0.537 ± 0.068
LZ	m	1.110 ± 0.138	1.085 ± 0.130	1.021 ± 0.132	1.091 ± 0.139
TA	% CM	62.94 ± 1.75	63.63 ± 1.87	64.06 ± 2.65	63.58 ± 2.48
TB	% CM	34.76 ± 1.60	34.24 ± 1.89	33.44 ± 2.50	34.13 ± 2.62
TAM	% CM	34.63 ± 1.74	34.22 ± 1.90	33.46 ± 2.57	33.56 ± 2.67
TAB	% CM	14.37 ± 1.55	15.12 ± 1.92	16.06 ± 2.08	15.68 ± 1.75
CAD	pasos / min	95.44 ± 9.48	98.20 ± 5.95	94.51 ± 8.88	97.37 ± 6.62
VM	m/s	0.866 ± 0.183	0.888 ± 0.153	0.810 ± 0.138	0.875 ± 0.151

Los datos se muestran como valores promedio ± desviación estándar.

Tabla 3 – Desviación de los parámetros para las condiciones de caminado con TM respecto a la condición de referencia CLVC.

Parámetro	Desviación (%		
	EMAT	EMTT	LTM
ALP	–0.52	–4.12	+1.03
EAP	+15.84	+13.30	+12.33
LP	+0.37	–4.82	–0.37
LZ	–2.25	–8.02	–1.71
TA	+1.10	+1.78	+1.02
TB	–1.50	–3.80	–1.81
TAM	–1.18	–3.38	–3.09
TAB	+5.22	+11.76	+9.12
CAD	+2.89	–0.97	+2.02
VM	+2.54	–6.47	+1.04

Edición digital
ISSN 2448-5837

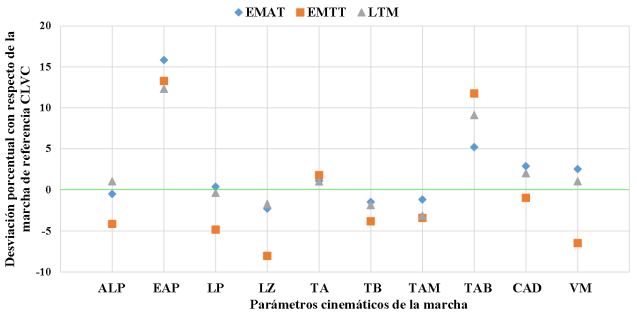


Figura 5 – Comportamiento de los parámetros de la marcha bajo el uso del teléfono móvil con respecto de la marcha libre.

También se observa que, para las tres condiciones analizadas, el tiempo de apoyo y tiempo de apoyo bipodal resultaron más largos que el valor promedio obtenido para la condición CLVC; en contraste el tiempo de balanceo y el tiempo de apoyo monopodal resultaron más cortos que el valor de la condición CLVC. Las condiciones de LTM y EMAT presentaron los mismos valores promedios del tiempo de apoyo y el tiempo de balanceo. En cuanto a los parámetros cadencia y velocidad de la marcha la condición EMTT se destaca por haber obtenido los valores promedios más bajos; en contraste, la condición de EMAT resultó con los valores promedios más altos. Las condiciones EMAT y LTM resultaron con valores promedio de la cadencia y velocidad de marcha, más altos con respecto a la condición de referencia CLVC.

Como se ha observado, la condición EMTT fue la que mayor desviación presentó; de manera específica el parámetro del EAP, fue el que presentó la mayor desviación con respecto a la condición de referencia CLVC. Estos resultados sugieren que, al caminar mientras se leen o redactan mensajes de texto, las personas disminuyen su amplitud durante la marcha, como lo demuestran los parámetros: ALP, LP y LZ. También reducen su frecuencia los parámetros: CAD y VM, lo cual sugiere una disminución del costo energético durante la marcha debido a la dualidad de actividades. De manera adicional, la condición EMTT disminuye el tiempo de balanceo y aumenta el tiempo de apoyo bipodal, lo anterior en conjunto con el aumento del EAP. Estos resultados muestran que el peatón modifica su cinemática como un mecanismo de compensación para tratar de incrementar su seguridad durante la marcha. Sin embargo, esta condición EMTT fue la que presentó la altura de paso más baja, por lo que se puede inferir que bajo esta condición se compromete el equilibrio del peatón y aumenta el riesgo de tropiezo y caída.

Dado que la condición de EMTT fue la que más variación presentó en sus parámetros espaciotemporales, se revisaron algunos trabajos relacionados con esta condición, y los resultados se muestran en la Tabla 4. En esta tabla se comparan los resultados de los parámetros espaciotemporales con respecto de la marcha CLVC (marcha libre), así como con los resultados obtenidos en esta investigación. Un signo positivo (+) indica que el parámetro resultó superior al de la marcha CLVC, un signo negativo (–) indica que es inferior al de la marcha CLVC y el signo (0) indica que el trabajo no lo reporta.

Como se puede observar y tal como se indicó anteriormente, los parámetros más calculados para esta condición de EMTT corresponde a velocidad de la marcha y a la longitud de la zancada. Por otro lado, independiente del país de origen, el comportamiento es similar, tal como se muestra en la Tabla 4; por ejemplo, en el trabajo de Kim et al. [29] los resultados son totalmente idénticos a los reportados en el presente trabajo, excepto los parámetros ALP y EAP que no los reporta y los cuales aún son poco conocidos y reportados en trabajos previos [26].

En general, los resultados obtenidos con este estudio demuestran que el uso del teléfono móvil tiene un efecto en el patrón de caminado. Para las tres condiciones analizadas del uso del TM, los parámetros *efecto de acortamiento (EAP) y tiempo de apoyo bipodal (TAB)* se incrementaron considerablemente con el uso del TM. Este comportamiento se puede explicar por el fenómeno natural de las personas de acortar más la pierna para evitar tropezar al no estar poniendo total atención al camino, así como de mantener por más tiempo el apoyo bipodal para tener una mayor seguridad y estabilidad

Tabla 4 – Comparación de los parámetros espaciotemporales de la marcha bajo la condición de EMTT con respecto de la marcha libre.

				Parámetros espaciotemporales de la marcha bajo la condición de EMMT									
Referencia	Origen de la población estudiada	Edad participantes (años)	Técnica de medición	ALP	EAP	LP	LZ	TA	TB	TAM	TAB	CAD	VM
[27]	Italiana	21-23	Sensor inercial (lumbar)	0	0	0	–	0	0	0	0	–	–
[28]	USA	18-21	3D motion	0	0	0	–	0	0	–	0	0	–
[29]	Korea	22-26	GAITRite	0	0	–	–	+	–	–	+	–	–
[30]	USA	19-26	GAITRite	0	0	0	–	0	0	0	0	–	–
[31]	Dinamarca	20-28	Acelerómetros	0	0	0	–	0	0	0	0	0	–
[32]	Israel	22-30	Sensores inerciales	0	0	0	–	0	0	0	0	0	–
Presente trabajo	Mexicana	20-25	3D motion analysis	–	+	–	–	+	–	–	+	–	–

ISSN 2448-5837

Edición digital

al no estar al tanto del entorno. Por otro lado, la *longitud de zancada (LZ)* fue el parámetro que tuvo un decremento considerable para las tres condiciones analizadas. Esto también se puede explicar debido al fenómeno natural de dar zancadas más cortas para evitar chocar con objetos o personas al caminar sin prestar atención al entorno.

Finalmente, se puede decir que el uso del TM durante la marcha tiene un efecto importante en el patrón del caminado natural de las personas, lo cual puede influir en el comportamiento biomecánico de su sistema musculoesquelético, llegando a generar alteraciones y lesiones en dicho sistema. Además de estos efectos en el patrón de caminado, el uso del TM durante la marcha hace a las personas más vulnerables al no estar prestando atención al camino ni a su entorno, ocasionando accidentes, los cuales pueden llegar a tener fatales consecuencias.

Conclusión

En este trabajo se han analizado los principales parámetros espaciotemporales de la marcha sana bajo diversas condiciones de uso del teléfono móvil. Los resultados muestran que el patrón de la marcha humana varía con el uso del celular, presentando la mayor variación cuando se camina mientras se redactan y leen mensajes de texto, siendo los parámetros del *efecto de acortamiento de la pierna, tiempo de apoyo bipodal*, y la velocidad de la marcha los que presentaron la mayor variación con respecto de la marcha libre. Por tanto, estas variaciones deben ser consideradas al momento de realizar un diagnóstico, al definir un procedimiento o tratamiento de rehabilitación, así como en el diseño de prótesis, órtesis y equipos de rehabilitación. Como trabajo futuro se considera el análisis de estas condiciones extrínsecas en conjunto con otras, por ejemplo, caminar, mensajear y llevar una carga en la espalda (mochila).

Agradecimientos

El primer autor agradece al Programa de Desarrollo Profesional de los Académicos (PRODEP) de la Secretaría de Educación Pública (SEP) de México, por la beca otorgada durante sus estudios de doctorado.

REFERENCIAS

[1] A. Oulasvirta, T.Rattenbury, L. Ma, E. Raita, Habits make smartphone use more pervasive, Pers. Ubiquitous Comput. 16 (2012) 105–114.

[2] V.V. Galván, R. S. Vessal, and M.T. Golley, The effects of cell phone conversations on the attention and memory of bystanders. PLoS One 8 (3) (2013), e58579.

[3] P.K. Agyapong, M. Iwamura, D. Staehle, W. Kiess, A. Benjebbour, Design considerations for a 5G network architecture. IEEE Commun. Mag. 52 (2014) 65–75.

[4] S.H. Kim, J.H. Jung, H.J. Shin, S.C. Hahm, and H.Y. Cho, The impact of smartphone use on gait in young adults: Cognitive load vs posture of texting, PLoS One 15 (10) (2020), e0240118.

[5] The Mobile Economy Europe 2023. [En línea]. Disponible: https://www.gsma.com/solutions-and-impact/connectivity-for-good/mobile-economy/europe/, [Último acceso: 17-05-2025].

[6] T. Krasovsky, P.L. Weiss, R. Kizony, A narrative review of texting as a visually dependent cognitive-motor secondary task during locomotion, Gait Posture, 52 (2017) 354–362.

[7] S. Demura, and M. Uchiyama, Influence of cell phone email use on characteristics of gait, Eur. J. Sport Sci. 9 (5) (2009) 303–309.

[8] A.V. Bruyneel, A. Reinmann, S.C. Gafner, J.D. Sandoz, and N.C. Duclos, Does texting while walking affect spatiotemporal gait parameters in healthy adults, older people, and persons with motor or cognitive disorders? A systematic review and metaanalysis, Gait Posture 100 (2023) 284–301.

[9] P.C. Kao, C.I. Higginson, K. Seymour, M. Kamerdze, J.S. Higginson, Walking stability during cell phone use in healthy adults, Gait Posture 41 (2015) 947–953,

[10] C.. Jenaro, N. Flores, M. Gómez-Vela, F. González-Gil, C. Caballo, Problematic internet and cell-phone use: Psychological, behavioral, and health correlates, Addict. Res. Theory 15 (2007) 309–320.

[11] L.J. Alapatt, N.M. Peel, N. Reid, L.C. Gray, R.E. Hubbard, The effect of age on gait speed when texting, Int. J. Environ. Res. Public Health 17(2) (2020) 599.

[12] M. Pau, F. Corona, G. Pilloni, M. Porta, G. Coghe, E. Cocco, Texting while walking differently alters gait patterns in people with multiple sclerosis and healthy individuals, Mult. Scler. Relat. Disord. 19 (2018) 129–133.

[13] S.M. Schabrun, W. van den Hoorn, A. Moorcroft, C. Greenland, P.W. Hodges, Texting and walking: strategies for postural control and implications for safety, PloS One 9 (2014), e84312.

[14] C.S. Gary, C. Lakhiani, M.V. DeFazio, D.L. Masden, D.H. Song, Smartphone use during ambulation and pedestrian trauma: a public health concern, J. Trauma Acute Care Surg. 85 (2018) 1092–1101.

[15] J. Perry, Gait Analysis: Normal and Pathological Function, second ed., SLACK Incorporated, NJ, 2010.

Edición digital

ISSN 2448-5837

[16] G. Yogev-Seligmann, J.M. Hausdorff, N.Giladi, The role of executive function and attention in gait, Mov. Disord. 23 (2008) 329–342.

[17] Y. Tan, Y. Sun, C. Lang and Y. Wen, The Impact of Using Mobile Phones on Gait Characteristics: A Narrative Review, Appl. Sci. 12 (2022) 5783

[18] E. Al-Yahya, H. Dawes, L. Smith, A. Dennis, K. Howells, J. Cockburn, Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis, Neurosci. Biobehav. Rev. 35 (2011) 715–728.

[19] X. Zhang, Q. Li, P. Gao, J. Zhu, H. Tuo, Q. Lin, F. Jing and W. Liu, The effect of mobile phone task and age on gait: A systematic review and meta-analysis. Front. Physiol. 14 (2023) 1163655.

[20] R.W. Bohannon, S.S. Glenney, Minimal clinically important difference for change in comfortable gait speed of adults with pathology: a systematic review, J. Eval. Clin. Pract. 20 (2014) 295–300.

[21] A. Middleton, S.L. Fritz, M. Lusardi, Walking speed: the functional vital sign, J. Aging Phys. Act. 23 (2015) 314–322.

[22] D.D. Espy, F. Yang, T. Bhatt, Y.C. Pai, Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk, Gait Posture 32 (2010) 378–382.

[23] S. Van Sint Jan, Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions, first ed., Churchill Livingstone/Elsevier, New York, 2007.

[24] V. Sholukha, B. Bonnechere, P. Salvia, F. Moiseev, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, Model-based approach for human kinematics reconstruction from markerless and marker-based motion analysis systems", Journal of Biomechanics 46(14) (2013) 2363–2371.

[25] G. Gorton, D. Hebert, M.E. Gannotti, Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories, Gait & Posture 29(3) (2009) 398–402.

[26] J.C. Arellano-González, (2022). Análisis cinemático de la marcha humana bajo diversas condiciones extrínsecas utilizando técnicas de visión por computadora (PhD Thesis). Universidad de Guanajuato, México.

[27] C. Caramia, I. Bernabucci, C. D'Anna, C. De Marchis, M. Schmid, Gait parameters are differently affected by concurrent smartphone-based activities with scaled levels of cognitive effort, PloS One 12(10) (2017) 1–13.

[28] A.C. Brennan, S.P. Breloff, Natural Prioritization Tendencies During Texting While Walking, J. Musculoskelet. Res. 24(1) (2021) 2150010.

[29] S.H. Kim, J.-H. Jung, H.-J. Shin, S.-C. Hahm, H.-Y. Cho, The impact of Smartphone use on gait in young adults: cognitive load vs posture of texting, PloS One 15(10) (2020) 1–13.

[30] P. Belur, D. Hsiao, P.S. Myers, G.M. Earhart, K.S. Rawson, Dual-task costs of texting while walking forward and backward are greater for older adults than younger adults, Hum. Mov. Sci. 71 (2020) 102619.

[31] P. Crowley, P. Madeleine, N. Vuillerme, The effects of mobile phone use on walking: a dual task study, BMC Res. Notes 12(1) (2019) 352.

[32] T. Krasovsky, J. Lanir, Y. Felberbaum, R. Kizony, Mobile phone use during gait: the role of perceived prioritization and executive control, Int. J. Environ. Res. Public Health 18(16) (2021) 8637.

ISSN 2448-5837

Edición digital