

Una base de datos pública de parámetros biomecánicos de la marcha en jóvenes chilenos

Felipe Palma^{1,a,b}, Javier Contreras M^{1,a,c*}, Isidora Lazcano S.^{1,a,c}

A Public Database of biomechanical parameters of gait in young Chileans

RESUMEN

En el análisis biomecánico de la marcha, se pueden medir las variables temporo-espaciales (VTE), cinemáticas y cinéticas. El comportamiento de estas variables puede dar indicios a clínicos e investigadores sobre la normalidad o alteración de este acto motor en distintas poblaciones. Sin embargo, no existen datos de referencia para la población chilena.

Objetivo: Presentar una base de datos de acceso libre que incluya las VTE, cinemática y cinética articular de 51 personas chilenas sanas durante la marcha. **Métodos:** 51 voluntarios sin patologías, de 18-30 años, fueron incluidos en la muestra. Se utilizó sistema MOCAP Vicon con el modelo Plug-in gait lower body functional para la creación y análisis del modelo biomecánico. Se registraron al menos cinco marchas válidas por persona, a una velocidad auto-seleccionada, las cuales debían pisar sobre plataformas de fuerza empujadas. Con esta información fueron calculadas las VTE, cinemática y cinética articular. Estas fueron graficadas para cada plano, y se utilizó el valor promedio de ambas extremidades inferiores. **Resultados:** Los resultados fueron resumidos en una tabla y cinco figuras distintas. Las variables de interés fueron exportadas y publicadas en formato “.csv” en la plataforma Figshare (DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22151474>). Se aprecian similitudes en la morfología y magnitud comparado con otras bases de datos de estudios extranjeros. **Conclusión:** Se entregan datos sobre VTE, cinemáticas y cinéticas de la marcha en población chilena, los cuales pueden ser utilizados como parámetros de referencia en el ámbito clínico y académico.

¹Laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología del Esfuerzo (LIBFE), Escuela de Kinesiología, Universidad de los Andes. Santiago, Chile.

^aKinesiólogo.

^bMSc

^cLicenciado.

*Correspondencia: Javier Contreras / jcontreras@miuandes.cl

Sin financiamiento.

Los autores de este estudio declaran no presentar conflictos de interés.

Recibido: 23 de marzo de 2023.

Aceptado: 16 de junio de 2024.

Palabras clave: *Análisis de la Marcha; Cinética; Locomoción; Fenómenos Biomecánicos.*

ABSTRACT

*Biomechanical analysis of gait encompasses the measurement of spatiotemporal (STVs), kinematics, and kinetics variables. The behavior of these variables can provide clinicians and researchers with insights into the normality or alteration of this motor act across different populations. However, there is a lack of reference data for the Chilean population. **Aim:** To present a freely accessible database including STVs, kinematics, and joint kinetics of 51 healthy Chilean individuals during gait. **Methods:** 51 healthy volunteers aged 18-30 years were included in the sample. The MOCAP Vicon system with the Plug-in Gait Lower Body Functional model was utilized for biomechanical model creation and analysis. At least five valid gait trials per individual were recorded at a self-selected speed, with participants stepping on embedded force platforms. Based on this information, STVs, kinematics, and joint kinetics were computed. These data were graphically represented for each plane, utilizing the average value of both lower extremities. **Results:** The findings were summarized in a table and five distinct figures. The variables of interest were exported and made available in ".csv" format on the Figshare platform (DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22151474>). Similarities in morphology and magnitude were observed compared to other databases from foreign studies. **Conclusion:** Data regarding STVs, kinematics, and kinetics of gait in the Chilean population are provided, facilitating future research and clinical applications in this demographic.*

Keywords: *Biomechanical Phenomena; Gait Analysis; Kinetics; Locomotion.*

En el análisis biomecánico de la marcha consiste en representar la figura humana como un sistema mecánico, destacando tres tipos de variables: temporo espaciales(VTE), cinemática y cinética articular^{1,2}. Las VTE corresponden a parámetros generales de la marcha, e incluyen el tiempo de paso, longitud de zancada, velocidad de la marcha, etc.^{2,3,4} Por su parte, la cinemática articular mide los desplazamientos angulares de las articulaciones en sus tres ejes de movimiento^{5,6,7}. Por último, la cinética articular estudia las fuerzas que ocurren en el cuerpo humano, enfocándose principalmente en extremidades inferiores. Dentro de estas, se incluyen la fuerza de reacción del piso, y las

fuerzas, momentos y potencias articulares^{2,3,4}. Todas estas variables se analizan en el contexto de un ciclo de marcha, el cual corresponde al periodo de tiempo comprendido entre dos contactos de talón sucesivos de una misma pierna. Es de relevancia clínica poder conocer el comportamiento de los datos de un ciclo de marcha en personas sanas, ya que estos pueden ser utilizados como parámetros al momento de evaluar estas variables en un paciente. De esta forma, los análisis biomecánicos de la marcha permiten realizar evaluaciones mucho más específicas y sensibles, lo que facilita el establecimiento de objetivos o planes de tratamiento más específicos de los pacientes.

Para la medición de las variables cinemáticas se pueden utilizar distintas técnicas, entre las que destacan el uso de electrogoniómetros y técnicas optoeléctricas, como las cámaras de movimiento tridimensional que son el *Gold standard* para medir cinemática articular^{5,6,7}. Estos sistemas permiten calcular las variables cinemáticas a partir de la ubicación y orientación de ejes articulares, a través modelos biomecánicos específicos^{5,6,7}. Por su parte, las plataformas de fuerza permiten capturar la magnitud y dirección de la fuerza de reacción del piso^{4,5,6,7,8,9,10}. Con la integración de las variables cinemáticas y la fuerza de reacción del piso, es posible estimar variables cinéticas internas, como las fuerzas o momentos (torques) articulares, considerando también su masa e inercia^{5,6,7}. Estas mediciones pueden además ser calculadas de forma más precisa, a través de la utilización de modelos de calibración funcional, los cuales optimizan la estimación de los ejes articulares, y por consiguiente, de todas las variables calculadas a partir de estos. De esta forma, las mediciones que utilizan estos sistemas permiten el cálculo de variables biomecánicas más certeras y confiables.

La evaluación biomecánica de la marcha puede tener aplicaciones tanto a nivel clínico como de investigación, considerando que esta permite dar indicios sobre la indemnidad de los distintos sistemas del movimiento humano. Sin embargo, poder extrapolar esta información a nuestro ámbito local es algo complejo por dos grandes razones. En primer lugar, existen muchas variables que pueden influir en los resultados de estas evaluaciones, las que difieren entre las distintas bases de datos disponibles^{10,11,12}. Entre éstas, destacan: los equipos de captura utilizados, set de marcadores, métodos de procesamiento u obtención de variables, características de la población evaluada, etc¹². En segundo lugar, la información disponible en esta área es predominantemente extranjera^{10,11,13,14,15} y las diferencias antropométricas con estas personas podrían influir en el comportamiento de estos datos¹². Considerando esto, se hace necesario contar con datos que puedan ser utilizados como referencia para

este tipo de análisis, controlando en lo posible, las variables mencionadas anteriormente. El propósito de la presente investigación es presentar una base de datos de acceso libre que incluya las VTE, cinemática y cinética articular de 51 personas chilenas sanas durante la marcha.

Materiales y métodos

Tipo y diseño de estudio

Se realizó un estudio observacional, descriptivo, de corte transversal, que se llevó a cabo entre los años 2019 y 2021, donde se evaluó la biomecánica de la marcha en jóvenes chilenos.

Población de estudio

El universo de estudio consistió en personas jóvenes sanas entre 18 y 30 años sin historial de lesiones en los últimos seis meses, o de cirugías de extremidad inferior en los últimos dos años. Fueron excluidas aquellas personas con cualquier condición que impidiera realizar una marcha natural, personas con alergias o patologías cutáneas en tratamiento, y aquellas personas con un índice de masa corporal mayor a treinta. Se realizó un muestreo consecutivo, en el cual las personas fueron invitadas a participar de forma verbal y a través de redes sociales, hasta completar un mínimo de 50 personas evaluadas de forma válida. El tamaño muestral se definió por conveniencia, tomando como referencia las bases de datos de marcha publicadas en la actualidad. Se determinó que 50 personas era suficiente, durante la realización de este procedimiento las bases de datos de otros investigadores, las cuales oscilan entre las 5 y 42 personas^{16,17,18,19}.

Aspectos éticos

Este estudio se llevó a cabo de acuerdo con los principios éticos de la última declaración de Helsinki y bajo la ley 20,120 promulgada el 22 de septiembre del año 2006 en Chile, por lo que fue enviado a evaluación por parte del Comité Ético Científico de la Universidad de los Andes previo a su ejecución y cada participante leyó y firmó un consentimiento informado previo a las evaluaciones. El proyecto fue aprobado por dicho comité bajo el folio CEC201977.

Evaluaciones generales

Para controlar sesgos y variaciones en las mediciones, cada prueba fue realizada por un único evaluador, quien fue previamente capacitado en la realización de estas mediciones. Las primeras mediciones realizadas por el evaluador fueron supervisadas por un experto con ocho años de experiencia en análisis biomecánicos de marcha. Una vez que se obtuvo una concordancia de suficiente a regular en la ubicación de los marcadores entre el evaluador y el experto, las evaluaciones fueron realizadas solamente por el primero²⁰. Cada participante pasó, de forma secuencial, por distintas estaciones de medición. En primer lugar, se registraron las variables sociodemográficas y generales del voluntario. La estatura y masa se registraron a través de un tallímetro digital (Tanita W3000), siguiendo las recomendaciones del protocolo ISAK²¹. Luego, con el voluntario en posición sedente, se evaluó el diámetro biepicondilar y bimalleolar a través de un antropómetro (Cescorf paquímetro, 60 cm). Finalmente, en bípedo se evaluó la longitud de

extremidades (desde espina iliaca anterosuperior a maléolo medial) y la distancia entre espinas ilíacas anterosuperiores a través de una cinta métrica corporal (Seca 201, 205 cm).

Evaluación cinemática y cinética

Para el registro de la cinemática se utilizó el sistema de análisis de movimiento tridimensional (Vicon Motion Systems Ltd, UK), el cual contaba con ocho cámaras infrarrojas de alta velocidad (T-series), las cuales capturaron datos a una frecuencia de 100 Hz, con el fin de evitar aliasing. La calibración de las cámaras junto con las plataformas se hizo mediante las recomendaciones del flujo de trabajo general de Nexus 1²². Se procuró que el margen de error de todas las cámaras sea menor a 0.1 mm. Luego, para finalizar la creación del modelo biomecánico, se posicionaron 20 marcadores reflectantes (B&L Engineering, 14 mm) en la pelvis y extremidades inferiores, según el modelo Plug-in Gait lower body functional (Figura 1A) por medio de cinta doble faz.

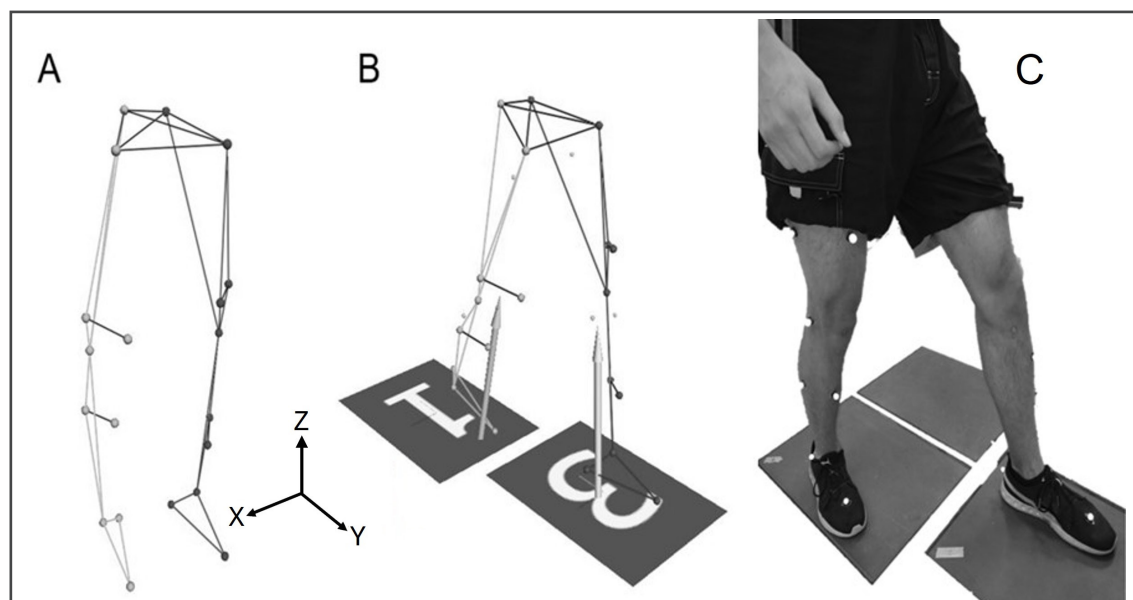


Figura 1: (A) Modelo biomecánico Plug-in gait lower body functional y el sistema de referencia utilizado para este (X= eje mediolateral; Y= eje anteroposterior; Z= eje cefalocaudal). Los marcadores son posicionados a través de cinta doble contacto sobre la piel de los participantes. (B) Modelo biomecánico del voluntario caminando sobre dos plataformas de fuerza. Se pueden observar los marcadores reflectantes y la fuerza de reacción del piso para cada extremidad. (C) Imagen real del modelo biomecánico del voluntario caminando sobre dos plataformas de fuerza.

Se le pidió al voluntario mantener una postura erguida, la cual fue capturada con las cámaras infrarrojas. Con esta información, más los datos antropométricos previamente medidos, se realizó la calibración estática para construir el modelo biomecánico de cada voluntario. Luego, se procedió a realizar una calibración funcional, en la cual se le pidió al voluntario realizar movimientos de cadera en sus tres planos, además de flexo-extensiones de rodilla. Durante estas pruebas, y a través de los algoritmos de procesamiento SARA y SCoRE^{23,24}, se optimizó el cálculo de los centros articulares de cadera y rodilla, los cuales además fueron inspeccionados visualmente antes de realizar las marchas. A partir de este modelo, se calculó la cinemática articular para la pelvis y las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en los tres planos de movimiento.

Se le solicitó al voluntario caminar con calzado y de forma recta a una velocidad que sea la habitual para este, por aproximadamente 10 metros. En el camino se encontraban empotradas dos plataformas de fuerza a una (Bertec Modelo FP4060), frecuencia de captura de 1.000 Hz en serie (Figura 1B y 1C) a nivel de suelo. Se ajustó la posición de inicio hasta el punto de que la persona pueda pisar cada plataforma con un pie, caminando de forma natural. Una marcha válida se consideró como aquella en que el voluntario haya caminado de forma natural, sin interrupciones ni movimientos inesperados, pisando al menos una plataforma con el pie completo, y donde en el sistema de captura visualice la marcha como con un contacto válido. Se realizaron las repeticiones necesarias hasta completar al menos cinco marchas válidas con cada extremidad inferior. Antes de iniciar las evaluaciones, se le pidió al voluntario realizar marchas de prueba necesarias a modo que se acostumbrara a caminar sobre las plataformas. Una vez ya acostumbrado, se dio inicio a las evaluaciones.

Procesamiento de datos

Una vez capturados los datos, utilizando el movimiento de los marcadores del mismo

segmento corporal. Luego, a las trayectorias de los marcadores se les aplicó un filtro pasabaja de tipo Butterworth, con una frecuencia de corte de 6 Hz, con el fin de suavizar sus movimientos. Posteriormente, utilizando los datos de la fuerza de reacción del piso, se definieron los puntos de contacto inicial y despegue de los dedos, los cuales fueron extrapolados a los otros ciclos donde no hubo contacto con las plataformas. Esta información se utilizó más adelante para definir las fases de apoyo y ciclos de marcha.

A partir del modelo biomecánico se calculó la cinemática de pelvis, cadera, rodilla y tobillo. Todas estas variables corresponden a ángulos relativos entre distintos segmentos corporales, salvo la pelvis que se calculó como ángulo absoluto. Luego, sincronizando la información cinemática con la fuerza de reacción del piso, se calcularon las VTE y las variables cinéticas. Las VTE incluyeron: cadencia (pasos/minuto), velocidad de marcha (m/s), duración de la fase de apoyo (%), duración del doble apoyo (%), tiempo de paso (s), tiempo de zancada (s), longitud de paso m, longitud de zancada m y ancho de paso m. Por su parte, las variables cinéticas incluyeron las fuerzas, momentos y potencias articulares, además de la fuerza de reacción del piso. La fuerza de reacción del piso, fuerzas articulares y momentos articulares fueron calculados para cada plano en cada articulación, mientras que las potencias articulares se calcularon como variables únicas para cada articulación. Además, todas las variables cinéticas fueron normalizadas a la masa de cada persona. Todos estos datos fueron capturados y posteriormente exportados desde el software Vicon Nexus 2.9 (Vicon Motion Systems, UK).

Finalmente, la información cinemática y cinética fue exportada y procesada en códigos preprogramados en IgorPro 6.3.7.2 (WaveMetrics Inc. USA) y Python 3.9 (EDI Spyder 5.1.5). En el primero se calcularon las curvas medias de cada persona, mientras que en Python se realizaron los gráficos promedio, tanto para las variables cinemáticas como cinéticas. Con el fin de normalizar temporalmente las varia-

bles, estas fueron calculadas a partir de una interpolación de 101 puntos, donde cada dato correspondió a un porcentaje del ciclo. Las variables cinemáticas se calcularon entre dos contactos validos sucesivos, siendo expresadas como porcentaje del ciclo de marcha, mientras que las variables cinéticas se midieron entre el contacto inicial y el despegue de los dedos, por lo que fueron expresadas como porcentaje de la fase de apoyo. Cada variable fue promediada en, al menos, cinco ciclos distintos por cada extremidad, para luego calcular el promedio entre ambas extremidades como dato representativo de cada persona.

Todos estos datos fueron publicados en una base de datos de acceso libre (DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22151474>), separados en distintos archivos según el tipo de variable, y según persona evaluada.

Análisis estadístico

Se realizó una estadística descriptiva para las variables de interés. Para describir la muestra se representa la variable sexo, talla, masa corporal, edad y IMC. La variable sexo de los voluntarios se describió a través de frecuencias (relativa y absoluta), mientras que la edad, estatura,

masa, IMC y VTE se describieron a través de sus medias y desviación estándar. Las variables cinemáticas y cinéticas se describieron a través de gráficos en función del porcentaje del ciclo de marcha y fase de apoyo. En el caso de las variables cinéticas, estas fueron normalizadas a la masa corporal respectivamente. Estos gráficos contienen la curva media con dos límites superiores e inferiores, correspondientes a la media ± 1 y 2 desviaciones estándar.

Resultados

Se evaluó un total de 56 personas donde por problemas de captura de la prueba, pérdida de marcadores, pruebas no validas, dificultad en su llenado de gaps y de procesamiento se descartaron, quedando en un total de 51 personas fueron evaluadas (26 mujeres, 25 hombres), con una edad de 22.6 ± 3.3 años, masa corporal de 68.4 ± 11.5 kg, estatura de 1.69 ± 0.09 m e IMC de 23.8 ± 3.2 kg/m². Por su parte, las VTE se resumen en la tabla 1.

Los datos de cinemática y cinética fueron resumidos en cuatro figuras distribuidas de la siguiente forma: cinemática articular (Figura 2), momentos articulares (Figura 3), fuerzas articulares (Figura 4) y potencias articulares

Tabla 1. Variables temporoespaciales de la marcha (n= 51). Todas las variables están expresadas como sus medias $\pm$ desviación estándar (DE) y mediana [percentil 25 – percentil 75].

Variable	Media $\pm$ DE	p50 [p25 – p75]
Cadencia (pasos/minuto)	108 $\pm$ 12	106 [101 – 112]
Velocidad de marcha (m/s)	1.27 $\pm$ 0.13	1.27 [1.19 – 1.33]
Fase de apoyo (%)	61.1 $\pm$ 2.6	61.4 [59.7 – 62.1]
Apoyo unipodal (%)	36.6 $\pm$ 6.6	37.7 [36.7 – 39.1]
Doble apoyo (%)	24.2 $\pm$ 3.6	24.1 [22.1 – 25.9]
Tiempo de paso (s)	0.58 $\pm$ 0.05	0.57 [0.54 – 0.60]
Tiempo de zancada (s)	1.14 $\pm$ 0.09	1.13 [1.07 – 1.20]
Longitud de paso (m)	0.72 $\pm$ 0.05	0.72 [0.68 – 0.75]
Longitud de zancada (m)	1.43 $\pm$ 0.11	1.44 [1.34 – 1.49]
Ancho de paso (m)	0.16 $\pm$ 0.04	0.14 [0.13 – 0.19]

(Figura 5) fuerza de reacción del piso (Figura 6). Los gráficos describen los límites de la curva media ± 1 (1DS) y ± 2 desviación estándar (2DS). En DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22151474>, se encuentran los archivos

promedios de las 51 personas, junto con los archivos individuales de cada persona. Con el fin de facilitar la lectura y procesamiento de estos datos, se intentó dar un formato similar al utilizado por Fukuchi, et al¹⁴.

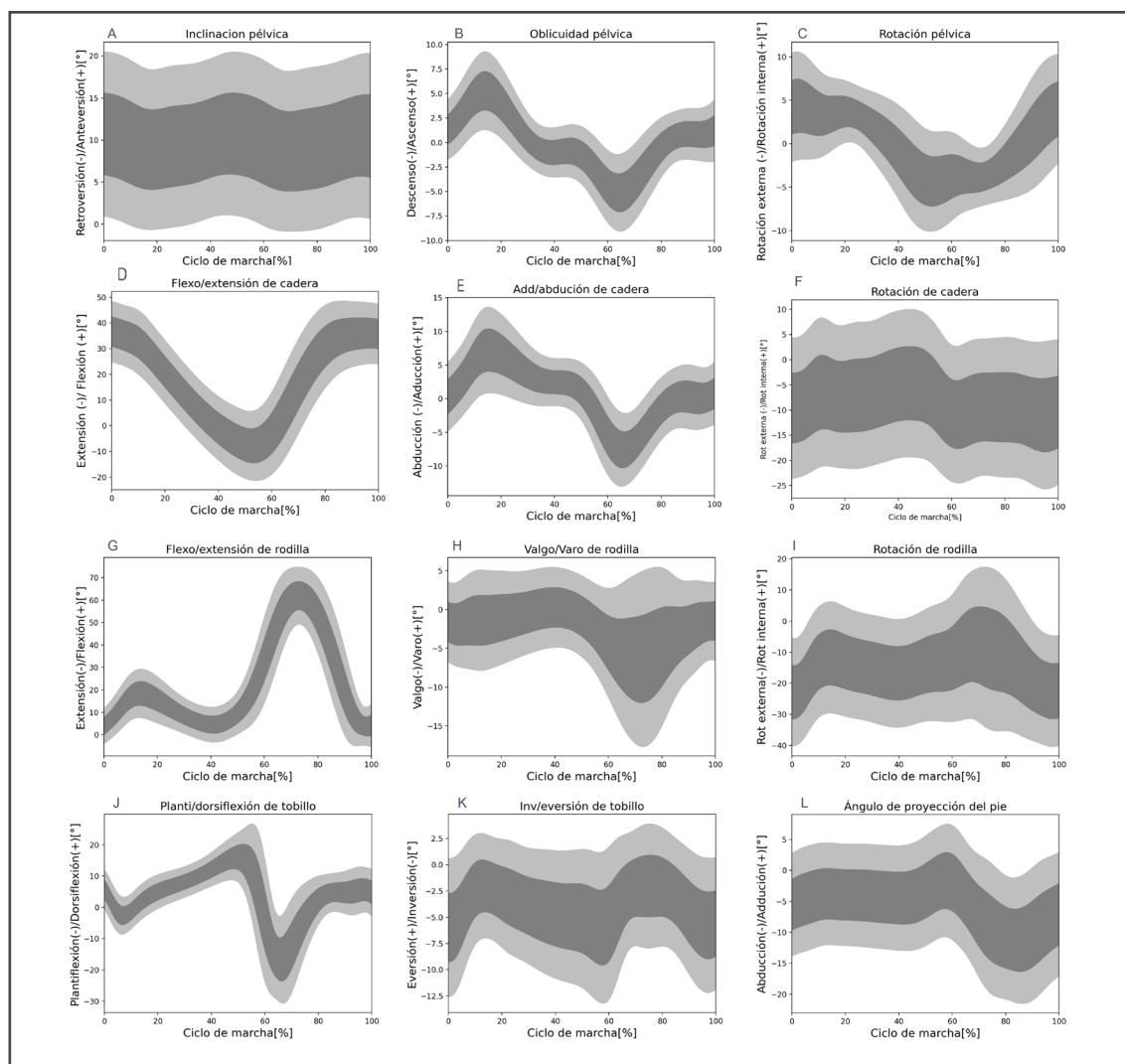


Figura 2: Cinemática angular articular durante el ciclo de marcha. Promedios y desviaciones estándar de los participantes ($n=51$) en: inclinación (A), oblicuidad (B) y rotación pélvica (C); flexión/extensión (D), aducción/abducción (E) y rotación interna/externa de cadera (F); flexión/extensión (G), varo/valgo (H) y rotación interna/externa de rodilla (I); flexión plantar/dorsal de tobillo (J), inversión/eversión de tobillo (K) y ángulo de proyección del pie (L). La banda gris oscura indica los límites del promedio ± 1 desviación estándar, mientras la banda gris clara indica el área comprendida entre 1 y 2 desviaciones estándar del promedio. La primera, segunda y tercera columna de gráficos corresponden al plano sagital, frontal y transversal respectivamente.

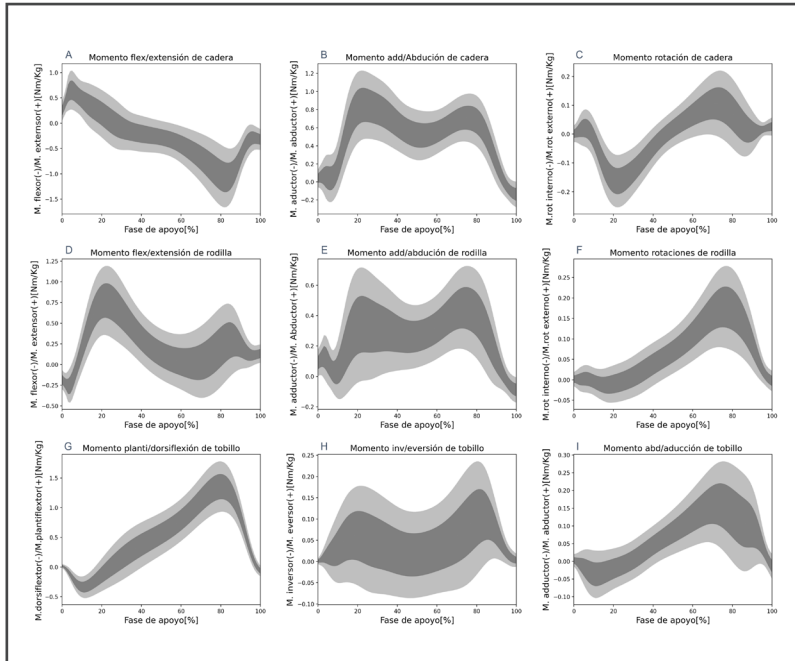


Figura 3: Momentos internos articulares durante la fase de apoyo de la marcha. Promedios y desviaciones estándar de todos los participantes ($n=51$) en momentos de: extensión/flexión (A), abducción/aducción (B) y rotación externa/interna de cadera (C); extensión/flexión (D), abducción/aducción (E) y rotación externa/interna de rodilla (F); flexión plantar/dorsal (G), eversion/inversión (H) y abducción/aducción de tobillo (I). La banda gris oscura indica los límites del promedio ± 1 desviación estándar, mientras la banda gris clara indica el área comprendida entre 1 y 2 desviaciones estándar del promedio. La primera, segunda y tercera columna de gráficos corresponden al plano sagital, frontal y transversal respectivamente.

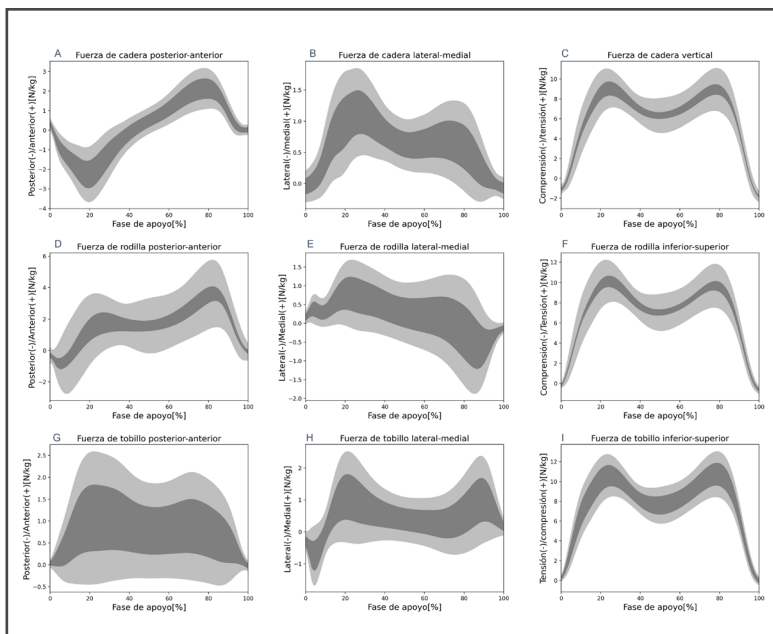


Figura 4: Fuerzas articulares durante la fase de apoyo de la marcha. Promedios y desviaciones estándar de todos los participantes ($n=51$) en fuerzas: anteroposterior (A), mediolateral (B) y vertical de cadera (C); anteroposterior (D), mediolateral (E) y vertical de rodilla (F); anteroposterior (G), mediolateral (H) y vertical de tobillo (I). La banda gris oscura indica los límites del promedio ± 1 desviación estándar, mientras la banda gris clara indica el área comprendida entre 1 y 2 desviaciones estándar del promedio. La primera, segunda y tercera columna de gráficos corresponden al plano sagital, frontal y transversal respectivamente.

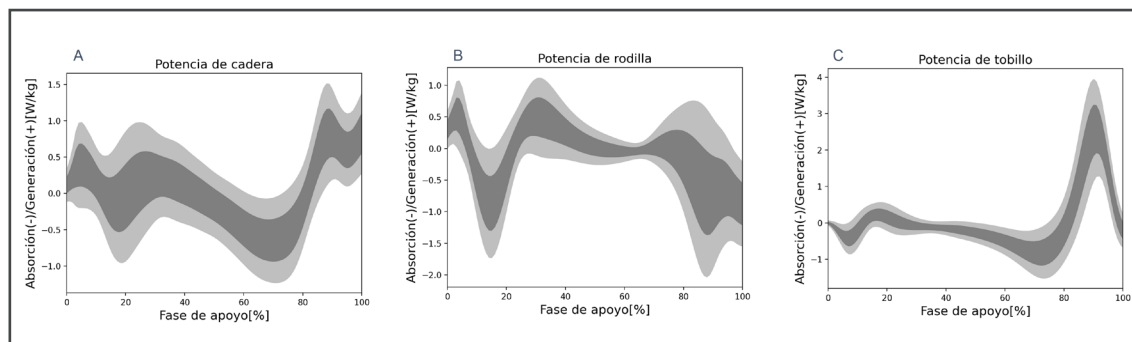


Figura 5: Potencias articulares durante la fase de apoyo de la marcha. Promedios y desviaciones estándar de los participantes ($n=51$) en: potencia de cadera (A), potencia de rodilla (B), potencia de tobillo (C). La banda gris oscura indica los límites del promedio ± 1 desviación estándar, mientras la banda gris clara indica el área comprendida entre 1 y 2 desviaciones estándar del promedio.

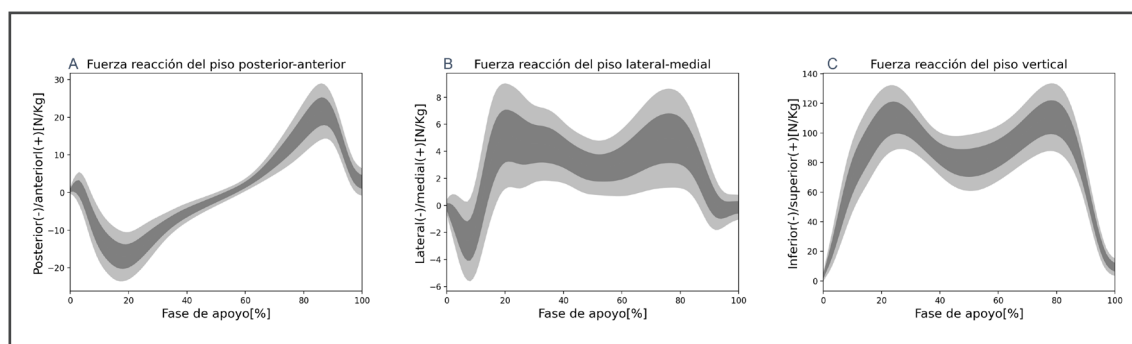


Figura 6: Fuerza de reacción del piso durante la fase de apoyo de la marcha. Promedios y desviaciones estándar de los participantes en: fuerza de reacción del piso anteroposterior (A), mediolateral (B) y vertical (C). La banda gris oscura indica los límites del promedio ± 1 desviación estándar, mientras la banda gris clara indica el área comprendida entre 1 y 2 desviaciones estándar del promedio.

Discusión

El objetivo de esta investigación fue presentar una base de datos de acceso libre que incluya las VTE, cinemática y cinética articular de 51 personas chilenas sanas durante la marcha. Los resultados demuestran un comportamiento de los datos similar al de otros autores, con valores esperados para cada una de estas variables¹⁷. Todos los datos son de acceso libre y se encuentran disponibles en la plataforma Figshare (DOI: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.22151474>).

Si bien, actualmente existen reportes previos que recopilan información de estos parámetros de la marcha, ya sea en estudios clínicos^{10,11,13,14,15} como en repositorios de páginas web^{11,25} estos suelen presentar limitaciones. Por ejemplo, la página web de Kirtley¹¹ es uno de los repositorios más grandes sobre parámetros biomecánicos de la marcha, pero muchas de sus fuentes solo entregan parcialmente sus datos: algunos solo incluyen figuras, solo presentan los datos de algunas variables, muchos vínculos se encuentran

caídos, etc. Por otra parte, los estudios clínicos pocas veces liberan la totalidad de sus bases de datos, limitándose a entregar información visual de sus datos. Fukuchi, et al¹⁴, son, a la fecha, los autores que han liberado la mayor cantidad de información referente a la biomecánica de la marcha. Sin embargo, dadas las diferencias en los sistemas de captura y modelos utilizados, creemos que publicar una base de datos con parámetros biomecánicos de una población local, medidos con nuestros propios sistemas de captura, podría ser de gran utilidad. Sumado a esto, este estudio es, a nuestro saber, el primero en liberar datos biomecánicos utilizando métodos de calibración funcional de cadera y rodilla, como los métodos SARA y SCoRE^{23,24} los cuales han demostrado ser más precisos y confiables al momento de determinar los centros articulares de cadera y rodilla, y, por lo tanto, entregan información más precisa²⁶. Esto puede observarse en datos como el rango de movimiento de varo-valgo de rodilla, la cual es una medida indirecta de precisión de los modelos biomecánicos²⁷, en donde nuestros resultados mostraron rangos menores a los reportados en otros estudios extranjeros¹⁰ y marcadamente más fisiológicos que los expuestos en estudios chilenos previos²⁸.

Una de las fortalezas de este estudio, además de los modelos biomecánicos utilizados mencionados anteriormente, es el sistema de captura de datos utilizado. El sistema Vicon es un sistema muy confiable y válido para la captura de movimiento humano²⁹, el que además cuenta con una serie de procedimientos y protocolos de procesamiento de datos ampliamente validados. Los resultados de esto pueden apreciarse en la calidad de los datos promedio e individuales entregados en el estudio, los cuales poseen una morfología y valores fisiológicos, muy cercanos a los que han mostrado otros estudios. Otro punto a considerar, es el tamaño muestral utilizado de 51 personas. Este tamaño transforma a este estudio en el estudio más grande, a nuestro saber, en liberar datos biomecánicos de marcha de todos sus participantes, favoreciendo una mayor representatividad y utilidad de estos

datos. A pesar de lo anterior, este estudio no estuvo exento de limitaciones. Las principales corresponden a las limitaciones propias de los análisis de marcha en el contexto de laboratorio, lo que podría repercutir en patrones de marcha no tan naturales. Esto podría ser potenciado por el hecho de que las plataformas de fuerza estuvieron a la vista de los participantes. Sin embargo, se intentó ajustar la posición de partida de los participantes para que esto no influyera tanto. Otro punto, es que este estudio no expone algunos datos más específicos de cada uno de los análisis de marcha realizados, los cuales podrían ser indicadores de calidad de las capturas, como: número de gaps, reproducibilidad de las mediciones, valores de calibración de cada cámara, etc.

La información entregada por este estudio podrá tener una implicancia tanto clínica, como académica. En el ámbito clínico, estos resultados podrán utilizarse como datos de referencia, sobre todo a nivel nacional. Académicamente, estos datos podrían ser utilizados con fines educacionales o de investigación. Sobre este último punto, se sugiere a futuros estudios poder replicar protocolos similares, pero en distintas poblaciones, grupos etarios o condiciones de salud, con el fin de ampliar aún más estos resultados. También se recomienda que estos nuevos estudios puedan hacer libre y accesibles sus resultados, siguiendo las recomendaciones actuales de ciencia abierta. Esto último, además de potenciar la confiabilidad de los datos, facilita la replicación de estudios y el desarrollo de nuevos estudios comparativos y secundarios, como las comparaciones entre distintas poblaciones o revisiones con metaanálisis en el área²⁵.

Conclusión

El presente estudio es el, a nuestro saber, primer estudio en entregar datos individualizados y agrupados sobre VTE, cinemáticas y cinéticas de la marcha en jóvenes sanos chilenos. Debido a que los resultados de este estudio son de libre acceso, estos pueden ser utilizados como parámetros de referencia en el ámbito clínico y académico.

Agradecimientos

Agradecemos al kinesiólogo Daniel Araya y al estudiante Tomás Tubino por su ayuda en la creación de códigos de procesamiento de datos.

Referencias

- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran G v. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 1989; 7(6): 849-860.
- Cámara J. Análisis de la marcha: Sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*. 2011; 7(1): 160-173.
- Jayakaran P, DeSouza L, Cossar J, Gilhooly K. Influence of a walking aid on temporal and spatial parameters of gait in healthy adults. *PM R*. 2014; 6(9): 796-801.
- David Levine, Michael W Whittle, Jim D Richards. *Whittle's Gait Analysis*. 5a ed. Churchill Livingstone. 2012; 1-192.
- Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait Posture*. 2002; 16(2): 159-179.
- Simoneau G. *Kinesiology of Walking: Kinesiology of the musculoskeletal system*. 2a ed. 2010; 1-737.
- Christopher Kirtley. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. 1a ed. Churchill Livingstone. 2006; 1-264.
- Simonsen EB. Contributions to the understanding of gait control. *Dan Med J*. 2014; 61(4): B4823.
- Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part III-kinetics and energy assessment. *Gait Posture*. 2005; 21(4): 447-461.
- Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech*. 2008; 41(8): 1639-1650.
- Kirtley C. *Clinical Gait Analysis Normative Gait Database*. [citado 23 de febrero de 2023]. Disponible en: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/>
- Majernik J. *Normative Human Gait Databases View project*. *Statistics Research Letters*. 2013; 2: 69-74. Disponible en: www.srl-journal.org
- Growney E, Meglan D, Johnson M, Cahalan T, An KN. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. *Gait Posture*. 1997; 6(2): 147-162.
- Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*. 2018; 6: 4640.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran G V. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*. 1989; 7(6): 849-860.
- Growney E, Meglan D, Johnson M, Cahalan T, An KN. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system 1. *Gait and Posture*. 1997; vol. 6. [citado 7 de junio de 2024]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636297011144>
- Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*. 2018; 2018(4): e4640. <https://doi.org/10.7717/peerj.4640>
- McNicholas MJ, Gibbs S, Linsell JR, Barker S, McGurty D, Rowley DI. The influence of external knee moments on the outcome of total meniscectomy: A comparison of radiological and 3-D gait analysis measurements. *Gait Posture*. 2000 Jun; 11(3): 233-238. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00050-3.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait. [citado 6 de junio de 2024]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2795325/>
- Smith MD, Brazier DE, Henderson EJ. Current perspectives on the assessment and management of gait disorders in parkinson's disease. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*. Dove Medical Press Ltd. 2021; Vol. 17: 2965-2985.
- Norton K. *International Standards for Anthropometric Assessment*. [citado 6 de junio de 2024]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/333585249_Standards_for_Anthropometry_Assessment
- Plug-in gait reference guide. 2016 [citado 7 de junio de 2024]. Disponible en: <https://help.vicon.com/space/Nexus216/11607059/Plug-in+Gait+Reference+Guide>
- Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech*. 2006; 39(15): 2798-809.
- Casado Aycart M.T. (2016). Análisis de la marcha en Biomecánica: Calibración funcional de la articulación de la cadera. (Trabajo fin de grado inédito). Universidad de Sevilla, Sevilla.
- Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: A systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*. BioMed Central Ltd. 2019; vol.8.
- Leboucher J, Salami F, Öztürk O, Heitzmann DWW, Götze M, Dreher T, et al. Focusing on functional knee parameter determination to develop a better clinical gait analysis protocol. *Gait Posture*. 2021; 84: 127-136.
- Stief F, Böhm H, Michel K, Schwirtz A, Döderlein L. Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: a comparison of two lower body protocols. *J Appl Biomech*. 2013; 29(1): 105-111.
- Calderón D MJ, Ulloa J RA. Cambios asociados al envejecimiento normal en los parámetros angulares de la marcha a una velocidad controlada. *Rev Med Chil*. 2016; 144(1): 74-82.
- Windolf M, Götzen N, Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems-exemplified on the Vicon-460 system. *J Biomech*. 2008; 41(12): 2776-2780.