

# **ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LA PISADA DE PASAJEROS AL MOMENTO DE BAJAR AL ANDÉN DESDE UN TREN URBANO**

**Sebastian Seriani**

Profesor Asistente, Facultad de Ingeniería y Ciencias Aplicadas, Universidad de los Andes, Chile

**Cristobal Erenchun**

Tesista, Facultad de Ingeniería y Ciencias Aplicadas, Universidad de los Andes, Chile

**Felipe Palma**

Profesor Asistente, Escuela de Kinesiología, Universidad de los Andes, Chile

## **RESUMEN**

El metro de Santiago de Chile es hoy en día uno de los medios de transporte más usado por los capitalinos, es por esto que muchos pasajeros con movilidad reducida (PMR) lo prefieren. Sin embargo, en las líneas del metro podemos encontrar distintas brechas verticales (BR) que se generan entre el tren y el andén. Estas BR dificultan los PMR para subir y bajar del tren generando un cambio en su pisada, afectando su estabilidad. Esta estabilidad se puede representar con distintas variables como la fuerza de rechazo y amortiguamiento, los rangos de recorrido de cada componente de pisada y el área generada por estos rangos de recorrido.

El objetivo de este artículo es estudiar, de forma experimental, el efecto de la BR en la pisada de PMR en el espacio tren-andén de estaciones de metro. Para esto, se llevó a cabo la construcción de experimentos a escala real que representan la transición tren-andén en el Laboratorio de Dinámica Humana de la Universidad de los Andes. Para obtener los datos, se ocupó una placa de fuerza Bertec y un software Bertec Acquire 4, el cual permite entre otras cosas obtener la fuerza en el eje z y los centros de presión en el eje x y eje y.

Los resultados muestran que a mayor BR, mayor es la inestabilidad en PMR. Además, también se observó como PMR cambian su estrategia de pisada al tener que enfrentar BR mayores a 11 cm, dado que cambiaron totalmente el ángulo de inclinación con el cual las personas posicionan su pie al bajar, de manera de poder hacer el proceso con mayor estabilidad. Se espera que en futuros experimentos se logre expandir el alcance de este tipo de estudios, al implementar más instrumentación y un mayor número de participantes.

## 1. INTRODUCCIÓN

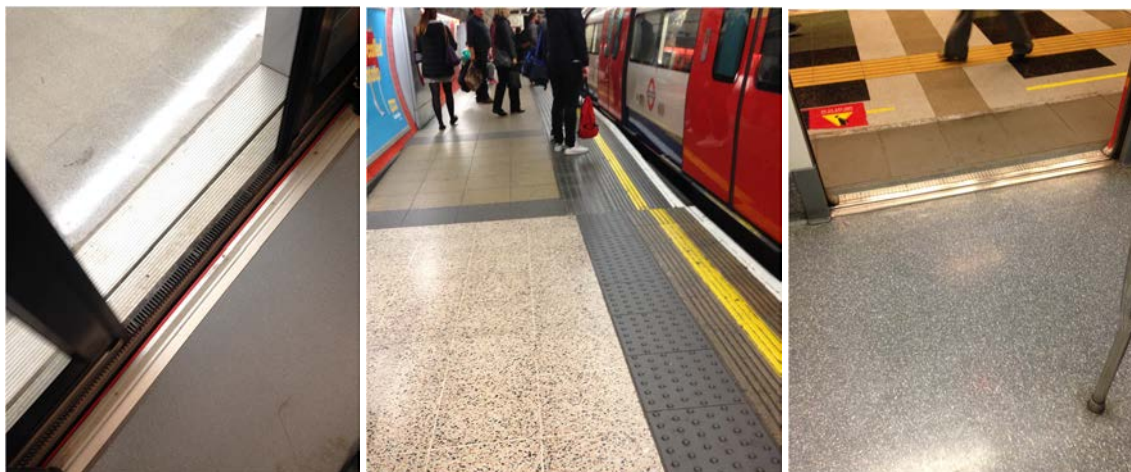
Al igual que en otras ciudades del mundo, en Santiago de Chile, el transporte público más importante es el tren urbano o metro. Este sistema es el principal esqueleto que conecta todas las redes de la capital, cuenta con 7 líneas y conexiones a las otras redes de transporte público, como buses suburbanos y Red Metropolitana de Movilidad (ex – Transantiago). Este a la vez presenta una característica esencial, que es tener accesibilidad universal, logrando que pasajeros con movilidad reducida (PMR) puedan usarlo sin problemas, sin ninguna restricción y de forma autónoma (Subsecretaría de Transportes, 2013; Ministerio de Vivienda y Urbanismo, 2010; 2016). La accesibilidad universal se debe entender como lo estipulado en la Ley de accesibilidad universal, contexto normativo en el cual se debe regir, inspirar y alcanzar:

“Avanzar hacia un país inclusivo y moderno, que otorgue a todos iguales oportunidades de cumplir metas y aspiraciones personales: Un desafío a la arquitectura, urbanismo, programas y proyectos públicos a incorporar las condiciones necesarias para que nuestras ciudades, edificios, plazas y parques tengan posibilidades de acceso y uso para todos sus habitantes” (Ministerio de Vivienda y Urbanismo, 2010).

Esta cita explica a grandes rasgos, que en Chile se está dando un importante impulso al diseño de ciudades para cumplir con todas las normativas vigentes. Por consiguiente, los diferentes sistemas de transporte público tienen el desafío de adaptarse a la accesibilidad universal para que los pasajeros puedan no solo acceder a este sino también utilizarlo (Tyler, 2002). La accesibilidad hoy es un término amplio y relativo, imprescindible tanto para conseguir una igualdad de oportunidades efectiva para todas las personas, como para optimizar el diseño de un entorno (Alonso, 2007). Sin embargo, hay dos tipos de diseños que son importantes de mencionar al hablar de accesibilidad en el transporte público: existen diseños de accesibilidad que están pensados para pasajeros con discapacidad y otros para PMR. Por ejemplo, los ascensores o rampas son una ayuda para pasajeros con discapacidad que requieren de una silla de ruedas como herramienta para poder moverse, sin embargo el uso de escaleras con pasamanos o escalones menos altos son soluciones que se buscan para dar accesibilidad a PMR. Por lo tanto, PMR son capaces de desenvolverse en entornos de transporte público sin accesibilidad universal, pero no por eso es menos importante buscar diseños que le mejoren la calidad de vida.

En trenes urbanos, los problemas de accesibilidad se concentran en la interfaz tren-andén, el cual presenta mayores riesgos de accidentes para PMR (Seriani y Fernández, 2015). En el caso del metro en Santiago, se ha utilizado un material de caucho como relleno para reducir la brecha horizontal entre el andén y tren (ver Fig. 1 - izquierda). Por otro lado, para reducir la brecha vertical (BR) algunas estaciones de metro han introducido andenes elevados.

A modo de ejemplo, la estación Green Park en el metro en Londres tiene un andén elevado que se extiende en una parte del andén y tiene una longitud total de 27 m (ver Fig. 1 - centro), por lo que este elemento cubre el segundo y tercer vagón y un total de cuatro puertas (dos dobles y dos individuales). A pesar de las diferentes medidas para mejorar la accesibilidad universal en dicha interfaz (Ministerio de Vivienda y Urbanismo, 2010; 2016), las soluciones se limitan a diferentes factores como el diseño del andén (por ejemplo, andenes curvos), puertas del tren (por ejemplo, número y ancho de puertas) y piso del tren (por ejemplo, material), y por lo tanto no pueden implementarse en todas las estaciones. Como consecuencia, algunas estaciones aún tendrán un BR, que es un valor fijo considerando el tipo de tren y el diseño de la interfaz en cada estación (ver Fig. 1 - derecha) (Oyanedel, 2020). Para ahondar en diseños de BR, estudios realizados por Fernández et al. (2010; 2015) buscó simular flujos unidireccionales en el que participantes suben y bajan de 3 BR distintas: 0 cm, 15 cm y 30 cm. Los resultados muestran un mejor diseño estaría dentro del rango de 0 cm a 15 cm. Esto abre un rango en el que este estudio busca trabajar y ver cómo se comporta el proceso de pisada para PMR.



**Fig. 1 – BR en estaciones de metro: material de caucho (izquierda), andén elevado (centro), BR existente (derecha)**

Para poder dar soluciones que mejoren la accesibilidad universal en la interfaz tren-andén, se necesita estudiar el efecto de la BR en la pisada de PMR. Mas específicamente, este artículo busca estudiar de forma interdisciplinaria como afecta la BR en la inestabilidad de PMR para un proceso de bajada desde el tren al andén, combinando conocimientos de transporte y kinesiología mediante instrumentación y métodos de estudio. Los objetivos específicos son los siguientes: (a) definir variables relevantes de estudio que afectan el proceso de pisada de PMR al enfrentar una BR, (b) definir un método para medir las variables relacionadas a la estabilidad de un proceso pisada, (c) simular en el Laboratorio de Dinámica Humana de la Universidad de los Andes (LDH en adelante) pasajeros que bajan una BR en un experimento a escala real, (d) analizar los datos obtenidos en el experimento para ver como varia la estabilidad de una PMR en distintas BR.

Este artículo está estructurado en cinco secciones, comenzando con la introducción. En la sección 2 se presentan los estudios existentes relacionados con la BR. En la sección 3, el método se explica en base a experimentos de laboratorio. En la sección 4, se presentan los resultados seguidos de la discusión y las conclusiones de la sección 5.

## **2. ESTUDIOS EXISTENTES SOBRE EL PROCESO DE PISADA**

Podríamos decir que, en estaciones de metro, subir y bajar por diferentes BR es algo que pasajeros realizan a diario. Sin embargo, esta tarea locomotora tan cotidiana es bastante exigente para PMR, especialmente considerando sus restricciones de movilidad en sus extremidades inferiores. Enfrentar BR puede ser muy difícil, por lo que urge una manera, forma y solución que no demande tanto esfuerzo físico ya que sería una ayuda significativa en la calidad de vida de personas con impedimentos físicos. Además, recuperar la locomoción es un factor clave que ayuda a un paciente regresar a su casa después de una lesión (Startzell et al., 2000). Se puede identificar que la marcha al pasar una BR se puede separar en el ascenso y descenso de ésta, lo cual es significativamente una tarea compleja para PMR, que demanda un esfuerzo físico y también a su vez el uso de cierta capacidad motriz, siendo una potencial causa de pérdidas de equilibrio y caídas (Hashish et al., 2017).

El proceso de pisada es un proceso o secuencia de movimientos del pie por el cual una persona se mueve hacia adelante, se puede dividir en dos fases principales: (a) amortiguamiento, el cual corresponde cuando el pie hace contacto con el suelo, tomando toda la carga del cuerpo en el tobillo de este pie, (b) rechazo, el cual se define como el abandono de este pie del suelo, instancia en que la última parte en perder contacto corresponde a los dedos. Para estudiar dicho proceso, se debe analizar el desplazamiento del centro de masa (COM) que representa el grado de balanceo del cuerpo en diferentes direcciones. También es importante el centro de presión (COP), el cual se refiere al desplazamiento, calculado por los cambios de posición del punto de fuerzas de reacción del suelo, representando la estrategia de marcha y la estabilidad del cuerpo. En este sentido se puede calcular la estabilidad dinámica (DGS) como un parámetro que tiene en cuenta simultáneamente el COM y su velocidad instantánea, por lo que es una buena forma de medir pérdidas de equilibrio y caídas. Además, el ángulo de inclinación del pie existente en dos planos, el antero posterior y plano medio lateral, es un parámetro difícil de medir e tiempo real, pero está directamente relacionado con la inestabilidad. Por su parte, la placa de fuerza es un instrumento para medir las fuerzas de reacción del suelo generadas por un cuerpo que pasa o está sobre este. Generalmente son usadas para cuantificar el equilibrio, la marcha y otros parámetros de la biomecánica. Dicha placa se complementa con cámaras VICON, las cuales son utilizadas como instrumento para registrar los movimientos de las personas tridimensionalmente mediante el uso de pines de metal reflectantes, generalmente con aplicaciones médicas y deportivas (Bhatt et al., 2011).

A partir de las definiciones anteriores, un estudio realizado por Song et al. (2020) analizó cómo las personas descienden por un escalón. Los resultados arrojaron que a mayor complejidad de la tarea cognitiva o manual que se realiza al bajar la escalera menor es la velocidad de la pisada, pero no afectó DGS ni tampoco el ángulo de inclinación. Lo anterior dado que se creía que la marcha ocurre inconscientemente y no involucra funciones cerebrales superiores. Los resultados dicen que las tareas cognitivas y manuales en paralelo requieren recursos adicionales, demostrando el peligro que es hacer tareas en paralelo mientras se descienden escalones. También es importantes destacar cómo afecta llevar cargas externas a la hora de descender o ascender por un escalón. Un pie soporta el peso de todo el cuerpo, el otro pie avanza al siguiente escalón generando una desigualdad en la carga y por consiguiente un aumento en la velocidad medio lateral del COP (Anker et al., 2008), y también mayor desplazamiento de este durante el inicio de la pisada (Vieira et al., 2016).

Por otra parte, un estudio realizado por Wang y Gillette (2020) buscó investigar el efecto de carga simétrica y carga asimétrica externa en las extremidades inferiores durante el proceso de descenso y ascenso de escalones. Los resultados indicaron que llevar carga de manera asimétrica es lo que más daña la estabilidad seguido por la carga simétrica. En ambos casos este parámetro se vio más perjudicado a la hora del descenso y manteniéndose relativamente normal en el ascenso.

En base a los estudios anteriores, poder medir la estabilidad es una de las características más importantes que ayudan a las personas a intuir caídas, además de poder completar acciones secundarias mientras esta está en desplazamiento. Dadas todas las formas de establecer qué es la estabilidad, una forma empírica, práctica y con bastante literatura de respaldo para medir, es mediante desplazamiento del COP (Huang y Brown, 2013). La obtención del COP se logra mediante el uso de una placa de fuerza, la cual entrega un punto en milímetros de donde se sitúa el COP en dicha placa, situando un eje cartesiano imaginario donde el punto 0,0 está justo en el centro de ésta. El uso de la placa es una técnica relacionada con la cuantificación del balanceo postural o movimiento plano medio lateral de una persona de pie. Ayuda a medir el balanceo real de cada pie o el balanceo de todo el cuerpo. Los desplazamientos del COP es una de las medidas más comunes de balanceo corporal (Lafond et al., 2004). La interpretación empírica más extendida de las medidas típicas del balanceo de la postura plano medio lateral es que un mayor balanceo significa mayor inestabilidad, lo que se considera una indicación de un sistema de control postural deteriorado. Este razonamiento se basa en muchos experimentos sobre el envejecimiento y las condiciones patológicas que, de hecho, han observado una mayor influencia en esas condiciones. Sin embargo, se debe tener en cuenta que puede que no siempre sea así (Lafond, et al., 2004).

El valor del desplazamiento COP depende, de dónde pisa la persona en la placa de fuerza. Un procedimiento típico en el análisis del COP es eliminar el valor medio de los datos ya que este es generalmente por el largo del pie, generando la presencia de una tendencia.

Si bien se podría argumentar que la tendencia en sí misma podría brindar información valiosa sobre la señal (Zatsiorsky y Duarte, 2000), el problema es que la mayoría de las medidas que se usan deben asumir que la señal es estacionaria. Una señal es estacionaria si sus propiedades estadísticas (como la media y la varianza) no cambian a lo largo del tiempo. Por lo tanto, para eliminar la tendencia de los datos puede ser necesario en ciertos casos aplicar un filtro de paso alto a los datos con una frecuencia de corte relacionada con el período de adquisición de datos (Witt et al., 1998).

Por otro lado, la velocidad media expresa la velocidad promedio del desplazamiento del COP, calculada simplemente como la variable de trayectoria total (el desplazamiento total) dividida por el período total. Esta variable generalmente se conoce como velocidad, pero como es un escalar, debería llamarse velocidad propiamente tal. La velocidad media resultante es la velocidad calculada en forma vectorial considerando cada dirección, es decir, la raíz cuadrada de la suma de la velocidad al cuadrado de la dirección antero posterior y la dirección plano medio lateral. Otra forma de medir el balanceo postural es calcular el área que abarca los datos del COP en el plano antero posterior y el plano medio lateral usando una curva en un plano (por ejemplo, un círculo o elipse) o un polígono (por ejemplo, un rectángulo). Un método común para ello es calcular una elipse de predicción, que se encuentra ajustando una elipse a los datos utilizando conceptos del procedimiento estadístico conocido como análisis de componentes principales. Una elipse de predicción del 95% es un intervalo de predicción para los datos de COP de modo que existe un 95% de probabilidad de que una nueva observación se encuentre dentro de la elipse. De la interpretación del COP se puede decir que, a mayor área de desplazamiento durante un determinado tiempo, mayor será la inestabilidad y también el balanceo (movimiento plano medio lateral) de la línea dejada por el desplazamiento del COP de una persona avanzando rectamente. Entre menos recta sea esta línea, mayor será su inestabilidad.

En conclusión, la información bibliográfica indica que, dada la literatura expuesta y a pesar de los avances encontrados hasta la fecha sobre el proceso de pisada y sus variables asociadas, se requiere un estudio sobre el comportamiento de la estabilidad para distintas BR en la interfaz tren-andén. Se debe estudiar en conciso cómo afecta la variación de BR en la estabilidad dinámica de PMR que tiene que descender por ésta desde un tren urbano, lo cual será el objetivo principal de este artículo.

### **3. MÉTODO EXPERIMENTAL**

#### **3.1 Diseño experimental en laboratorio**

Para el diseño experimental se realizaron mediciones de las 7 líneas de la red de metro en Santiago, eligiendo 3 estaciones por cada línea, dando una muestra de 21 estaciones (correspondientes al 15% de la red). En terreno se recolectó datos de cada estación en ambos sentidos durante la semana del 4 de diciembre de 2019.

En la Tabla 1 se muestran las BR observadas por este estudio, se agrupa las estaciones por su línea correspondiente, y cada estación se divide en dirección 1 y 2, correspondiente a cada andén, respectivamente. Las BR están en un rango de valores entre 0 y 12,5 cm. En el caso de BR = 0 cm corresponde a las nuevas líneas 3 y 6, donde los trenes nuevos tecnología de puertas en andenes y el tren se dirige sin conductor (de forma automatizada). El caso de 12,5 cm corresponde a la línea 2, donde se utilizan trenes más antiguos.

Para medir las BR en cada estación, se utilizó elementos de medición directa (por ejemplo, una huincha de medir) al momento que el tren se detenía próximo al andén. Se seleccionó la puerta más crítica de un tren, entendida como la puerta que está próxima a la salida o entrada del andén, y por ende la que probablemente utilizan PMR, ya que este tipo de pasajeros tienden a fatigarse al desplazarse en trayectos largos (Tyler, 2002).

Línea	Nombre Estación	Dirección 1	Dirección 2
		BR [cm]	BR [cm]
Línea 1 (L1)	Estación Central	1,5	1,7
	Pedro de Valdivia	0,0	1,3
	Los Dominicos	1,5	1,7
Línea 2 (L2)	Vespucio Norte	12,5	1,8
	Parque O'Higgins	10,5	1,7
	La Cisterna	1,7	1,7
Línea 3 (L3)	Puente Cal y Canto	6,0	6,0
	Irrazaval	5,5	5,3
	Plaza Egaña	4,5	5,5
Línea 4 (L4)	Tobalaba	6,3	4,2
	Quilín	2,7	3,0
		4,0	5,0
	Hospital Sótero del Río	2,2	4,7
Línea 4A (L4A)	La Cisterna	6,5	4,0
	Santa Rosa	4,7	4,0
	Vicuña Mackenna	1,7	1,7
Línea 5 (L5)	Blanqueado	11,0	9,0
	Ñuble	6,6	8,0
	Vicente Valdés	6,0	1,6
Línea 6 (L6)	Lo Valledor	5,3	5,0
	Franklin	5,5	5,5
	Los Leones	5,0	5,0

**Tabla 1 – Dimensiones brecha vertical (BR) observadas en las estaciones de metro en Santiago**

Para realizar el experimento se tuvo que construir un piloto a escala real en el Laboratorio de Dinámica Humana (LDH) de la Universidad de los Andes, basado en los datos de BR que se mencionan en la Tabla 1. El piloto consta de 6 cajones de maderas independientes entre sí, cinco de estos serían “el tren” y el otro restante correspondería al “andén”. Es importante mencionar que el cajón del andén es de suma importancia, ya que en él está la placa de fuerza, por lo que su diseño debió ser especial, meticuloso y más complejo. La decisión de construir los cajones de forma independiente se tomó, principalmente, porque de esta manera se resolvería el problema de que estos no fueran a quedar perfectamente apoyados al piso, generando movimientos indeseados mientras los participantes estuviesen caminando sobre ellos en el experimento. Además de esto, transportar y almacenar el piloto en el LDH sería mucho más cómodo. Una vez montado el piloto, fue sujetado con 4 ligas entre sí como muestra la Fig. 2, generando una sola estructura rígida con los 5 cajones correspondientes al “tren”. De esta manera se podía trasladar la placa a cada nivel distinto de BR de una manera fácil y rápida. Cabe destacar que el diseño del cajón correspondiente al andén era el más importante en este estudio, ya que cualquier falla generaría ruidos en los datos. Esto debido a la sensibilidad de la placa de fuerza durante las mediciones. Se hizo una base sólida y pesada de planchas de madera para la placa de fuerza, de esta manera el peso ayudaría a que no se generasen vibraciones y así trabaría por separado al cajón.



**Fig. 2 – Piloto para la experimentación en el LDH: pasajero pisando la placa de fuerza (izquierda), movimiento de cajón “andén” para diferentes BR (derecha)**

Los escenarios para simular la bajada de pasajeros desde el tren al andén se muestran en la Tabla 2, cuyos valores están en el rango de observaciones de estaciones del metro de Santiago reportadas en Tabla 1.



Escenario	Cajón "Tren"			
	Ancho (m)	Largo (m)	Alto (cm)	Brecha vertical (cm)
1	0,80	1,50	13,00	0,00
2	0,80	1,50	16,75	3,75
3	0,80	1,50	20,50	7,50
4	0,80	1,50	24,25	11,25
5	0,80	1,50	28,00	15,00
	Cajón "Andén"			
	Ancho (m)	Largo (m)	Alto (cm)	Nivel (cm)
Todos	0,80	1,50	13,00	0,00

**Tabla 2 – Escenarios que representan BR en el LDH**

Por motivos de la pandemia (COVID 19), no fue posible reclutar PMR para el experimento.

Lo anterior porque las pruebas se llevaron en los meses que la ciudad de Santiago se encontraba con medidas de cuarentena y con un número alto de casos activos. Por lo mismo, se optó por buscar personas sanas y simular mediante casos una reducción en su movilidad.

Los participantes del experimento fueron 5 hombres jóvenes de 26 años, entre ellos un rango de altura de  $172,4 \pm 7,7$  cm, con masa corporal de  $70,4 \pm 9,7$  kg. Los criterios de exclusión de participantes (no podían participar) fueron la incapacidad de seguir las instrucciones, afecciones de inestabilidad cardíacas, reemplazo de articulaciones de miembros inferiores, artritis, diabetes, problemas de visión o cualquier otro problema neuromuscular que pueda evitar que los participantes puedan ejecutar el ensayo forma segura y efectiva. Los participantes no podían estar bajo prescripción de un medicamento en los últimos siete días y además no debían tener experiencia de anomalías al caminar en los últimos tres años.

Todos los participantes reportaron tener el pie derecho dominante, y lo definen como la pierna preferida para patear una pelota de fútbol. Con esto último podemos lograr reducir errores en los resultados, asegurando que la persona usó su pie más diestro para bajar desde el tren al andén (Gribble et al., 2007).

Respecto a los escenarios, se consideraron 4 casos de estudio (ver Fig. 3) para cada situación de BR definida en la Tabla 2. En cada caso se buscó simular algún tipo de características de PMR en los participantes añadiendo cierto factor de movilidad reducida. En cada caso se afrontó el proceso de amortiguamiento, es decir la bajada del tren al andén. Para dar mayor validez a los datos se efectuaron 3 repeticiones por cada proceso de pisada. En resumen, se consideró cinco participantes en 4 casos, con 5 BR diferentes, en la modalidad de bajada considerando 3 repeticiones por caso. Esto dio un total de 300 archivos .csv los cuales almacenaron en un proceso de pisada completo de principio a fin.



**Fig. 3 – Casos a considerar en los experimentos de laboratorio: bota ortopédica (superior izquierda), carga simétrica (superior derecha), carga asimétrica (inferior).**

En resumen, se consideraron los siguientes casos:

- Caso 1: En el primer caso cada participante hizo el experimento sin factores que afecten su movilidad. Esto para tener una medición base de sus perfiles y ver cómo se comporta su centro de presión en la normalidad. Esto fue tomado más adelante como la estabilidad “normal” para después poder comparar estos valores con los valores obtenidos por los otros casos.
- Caso 2: Cada integrante utilizó una bota ortopédica en el pie derecho, lo cual le dio menor movilidad en sus articulaciones, tratando de simular a una persona con problemas o lesiones en sus extremidades inferiores.
- Caso 3: Cada integrante cargó con el 20% de su masa corporal distribuida de manera simétrica en su mano derecha e izquierda, para simular un pasajero con dos bolsos de compras (siguiendo el estudio de Wang y Gillette, 2020).
- Caso 4: Cada integrante cargó con el 20% de su masa corporal distribuida de manera asimétrica en su mano derecha, buscando simular un pasajero con un solo bolso de compras de mayor carga (siguiendo el estudio de Wang y Gillette, 2020).

### 3.2 Medición de variables

La forma en que la placa de fuerza entrega los datos es a través del software Bertec. Una vez ya instalada la placa en el piloto y listo el participante para el experimento llega el momento de elegir qué datos se desea grabar.

El software en sí es sencillo y amigable para poder trabajar con la placa de fuerza. Éste permite, entre otras cosas, poner el nombre al archivo, ver gráficos en tiempo real de la pisada, su tipo de extensión (.CVS), para luego poder trabajar con estos en Python. Para el nivel de detalle que se necesita se usó 100 hz para no crear archivos extremadamente grandes. Una de las cualidades más importantes del programa es que tiene un filtro de auto-zero digital, lo que permitió eliminar todo tipo de ruidos adicionales que se produjeron por vibraciones del ambiente. El valor que se ocupó como filtro fue 4 kgf o 39,2 N en el eje z el cual es el recomendado por el desarrollador y viene listo de fábrica. Este valor de magnitud no tiene relación con el COP, pero al usarlo como filtro, se eliminaron todos los puntos de COP asociados a los valores menores a 4 Kgf en el eje z. Lo anterior afecta directamente al área y la velocidad, ya que los registros que se filtraron creaban puntos extra que no correspondían al proceso de pisada propiamente tal y “ensuciaban” los resultados.

Mediante distintas librerías Python, se generó un código para obtener valores por cada proceso de pisada. Para esto el código se ubicó en la misma carpeta que todos los otros archivos. Este automáticamente leyó cada valor de pisada y generó matrices asociadas al nombre de cada archivo. Estas matrices fueron de dimensiones (3, n), siendo n el largo del archivo, donde la primera columna es la fuerza en el eje z (Fx Z), mientras que la segunda columna es el COP-antero posterior y la tercera columna es el COP-plano medio lateral.

Un ejemplo de los datos de salida del código usado en Python se muestra en la Fig. 4. Los valores obtenidos por cada archivo fueron:

- Área elipse 95 % confianza (cm<sup>2</sup>)
- Largo de movimiento antero posterior (cm)
- Largo de movimiento plano medio lateral (cm)
- Velocidad movimiento antero posterior (cm/s)
- Velocidad movimiento plano medio lateral (cm/s)
- Suma de ambas velocidades al cuadrado (cm/s)

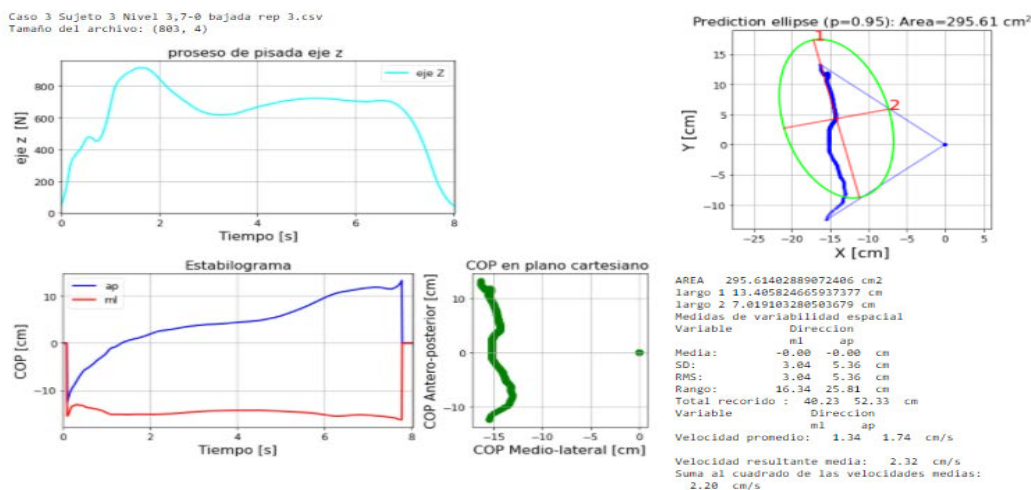


Fig. 4 – Ejemplo de datos de salida del código en Python con filtro a 4 kgf

Una vez ya leídos todos los archivos por el código, se traspasaron los valores obtenidos de cada uno a una planilla de Excel donde se promediaron las 3 repeticiones hechas en cada BR y caso para los 5 participantes. Una vez completada la planilla, se exportaron sus datos en Power-BI, la cual es una plataforma que permite hacer operaciones y visualizarlos de forma adecuada. De esta manera, estudiar como varía la estabilidad de los participantes en cada caso del experimento al cambia las BR. Estos valores obtenidos fueron combinados entre si mediante la obtención de las siguientes variables de comparación por caso (de ahora en adelante VC). Se da este carácter de comparación debido a que ni una variable por si sola puede darnos mucha información, pero al ver como varían entre ellas podemos dar con información útil.

La VC1 (ver ecuación 1) es de gran ayuda para estudiar el comportamiento del área formada por la elipse de 95% confianza. A mayor largo del pie mayor será su recorrido antero posterior, y por ende mayor el área de la elipse. Haciendo esta división se logra llegar a un valor donde las características físicas del pie del participante no afectan los datos.

$$VC1 = \frac{\text{Área elipse (cm}^2\text{)}}{\text{Largo de pie (cm)}} \quad (1)$$

El rango medio lateral representa la estabilidad. A mayor rango medio lateral menor estabilidad durante el proceso de pisada. Al comparar BR distintas el rango de movimiento antero posterior va a variar, y por ende es necesario compararlo con el medio lateral en una razón expresada en ecuación 2.

$$VC2 = \frac{\text{Medio lateral (cm)}}{\text{Antero posterior (cm)}} \quad (2)$$

La división en ecuación 3 relaciona que tan grande fue la velocidad de la pisada en el plano antero posterior, en comparación al rango de movimiento antero posterior. Si este valor aumenta, se debe a que la estabilidad disminuye. A menor rango antero posterior se le atribuye un menor ángulo de inclinación en el plano antero posterior. Este ángulo es con el que se entra y sale del proceso de pisada. Al sentir inestabilidad ante una BR, el participante busca entrar con un ángulo de inclinación más cercano a los 90 grados. Por ello, no se tiene un rango de movimiento antero posterior menor. Además, si a esto se le agrega que este rango antero posterior se lleva a cabo a una velocidad igual o mayor es porque la persona busca salir rápido de la situación para lograr estabilidad rápidamente antes de caerse, comúnmente visto en personas que se tropiezan al bajar escaleras o que no puede controlar su velocidad en este proceso.

$$VC3 = \frac{\text{Vel. antero posterior (cm/s)}}{\text{Antero posterior (cm)}} \quad (3)$$

En la ecuación 4 se repite la lógica anterior de VC 3, sin embargo en este caso se ve la relación del vector de velocidad que se compone por velocidad del plano antero posterior del plano medio lateral, por lo que se hace una comparación con el área de la elipse.

$$VC4 = \frac{\sqrt{vel.AP^2 + vel.ML^2} \left(\frac{cm}{s}\right)}{\text{Área elipse } (cm^2)} \quad (4)$$

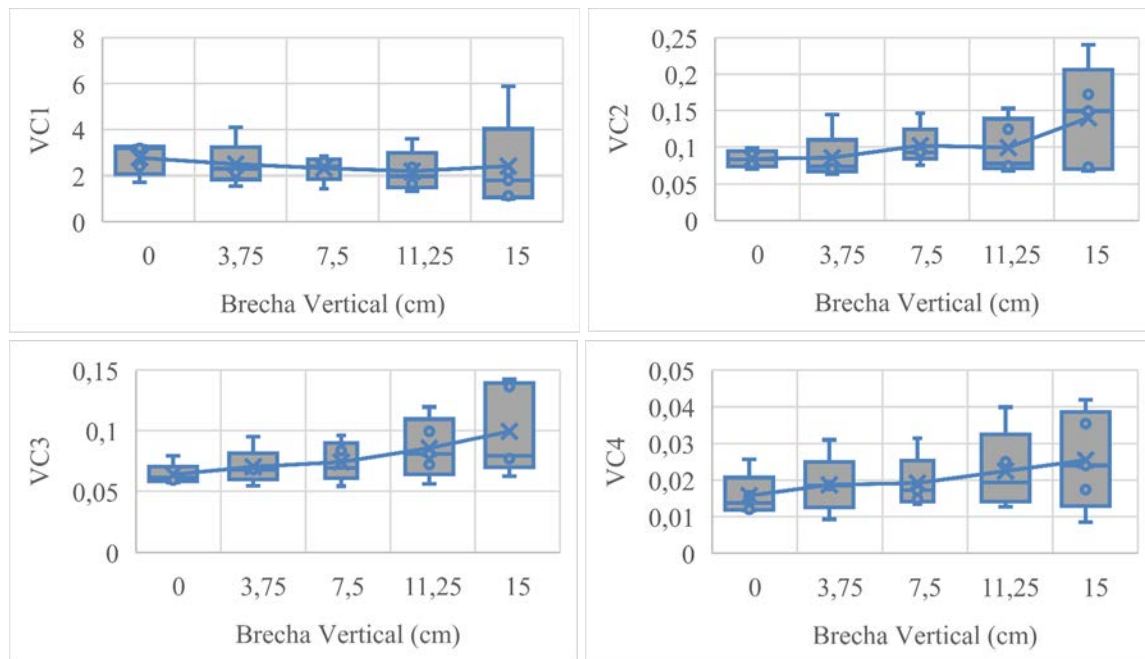
Las variables de comparación VC 2, VC 3 y VC 4, son divisiones de variables con unidades distintas. Estos VC no se exponen por su unidad resultante ya que no tienen un sentido físico.

Más bien se exponen como divisiones ya que lo que se busca es ver como estas se comportan entre si y si su relación aumenta o disminuye al variar las BR. Las VC se comparan utilizando gráficos de cajas, los cuales se usan para grupos de puntuaciones en escala. De esta manera, permite estudiar las características de distribución de un grupo de puntuaciones, así como el nivel de las puntuaciones. Las puntuaciones se ordenan de menor a mayor, y se forman cuatro grupos de igual tamaño a partir de las puntuaciones ordenadas. Es decir, el 25% de todas las puntuaciones se colocan en cada grupo. Las líneas que dividen los grupos se denominan cuartiles y los grupos se denominan grupos de cuartiles. Por lo general, se etiqueta estos grupos del 1 al 4 comenzando por la parte inferior. En los resultados además se añadió un punto circular que da el promedio de los datos, así también poder ver una tendencia de este lo que agrega una mayor comprensión de estos. Cada punto le corresponde al promedio de las 3 repeticiones hecha por cada participante.

## 4. RESULTADOS

### 4.1 Caso 1 (base)

Los resultados de este caso son de gran importancia, ya que son los que sentarán las bases para el resto de los casos. En la Fig. 5 se observa que el VC 1 (razón entre el área de la elipse y el largo del pie) presenta una leve pero constante disminución a medida que aumenta la BR. Se esperaba ver un aumento del área de la elipse, ya que al aumentar la BR los participantes debiesen haber presentado un cambio negativo en su estabilidad. De hecho, esto si sucedió, sin embargo 4 de los 5 participantes cambiaron su estrategia de pisada al afrontar BR más grandes. Para cambiar la estrategia se debe disminuir el ángulo de inclinación en el plano antero posterior. Es decir, que el pie derecho buscó estar en una posición más cercana a los 90 grados al llegar al andén. Si bien en este estudio no se pudo medir el ángulo de inclinación, podemos deducir si esta variable disminuyo o aumento relacionando las demás VC del caso base.



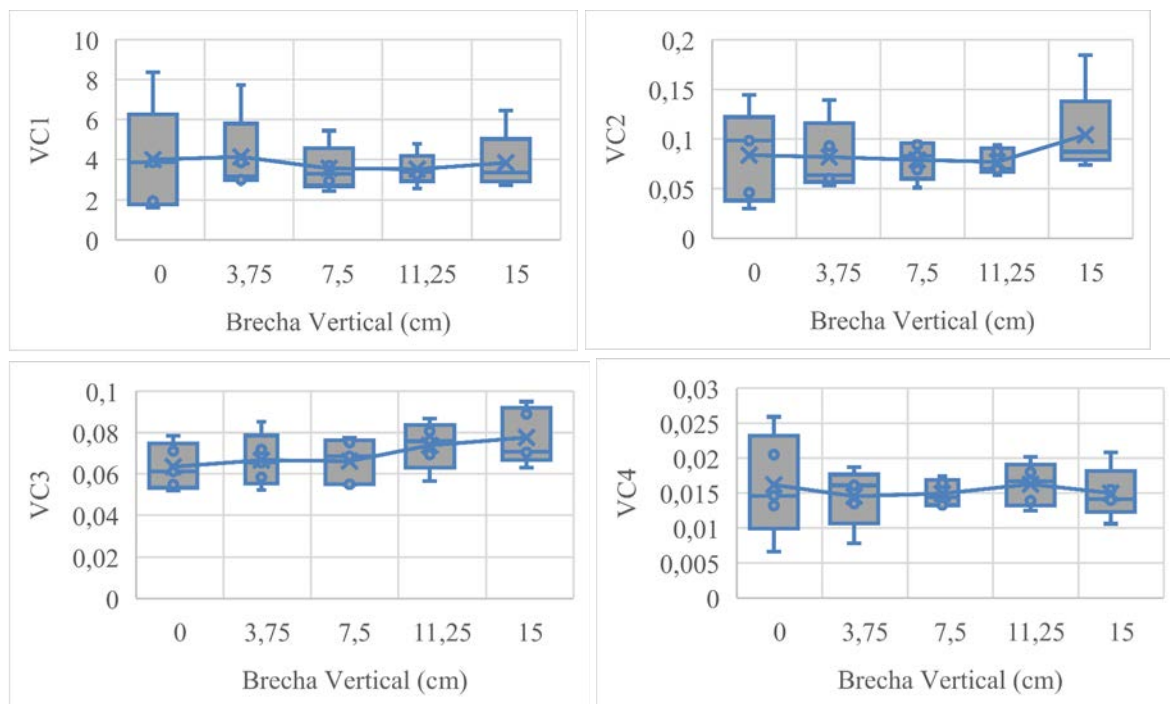
**Fig. 5 – VC para cada BR en el Caso 1 (base)**

Respecto a VC2 (razón entre el medio lateral y antero posterior) la Fig. 5 muestra un constante pero pequeño aumento de inestabilidad. Esto quiere decir que la estabilidad plano medio lateral se vio afectada de manera negativa al aumentar la BR. El mayor salto se puede ver entre la BR 11,25 cm y BR 15 cm. En el caso de VC 3 (razón entre la velocidad del movimiento antero posterior y antero posterior) y VC4 (razón entre la velocidad del movimiento antero posterior, velocidad del movimiento medio lateral y área de elipse), la Fig. 5 muestra una clara tendencia al aumento de la inestabilidad. Esto comprueba que el ángulo de inclinación del plano antero posterior disminuyó constantemente al aumentar la BR. Como se explico anteriormente esto se debe a que los participantes cambiaron su estrategia de pisada.

Los gráficos obtenidos para el caso 1 fueron utilizados como la base de comparación en los siguientes casos. Se hace hincapié en mencionar que todas las VC se comportaron como se esperaba, a excepción de la VC1. En esta se esperaba ver un crecimiento en vez de una disminución, sin embargo, al analizarla y ver como se comportó el resto podemos entender que la razón está en el cambio de estrategia de pisada. Se puede dar como conclusión del Caso 1 que, a mayor BR, mayor fue la inestabilidad, en donde BR = 15 cm fue la más perjudicial para los participantes.

#### 4.2 Comparación de casos

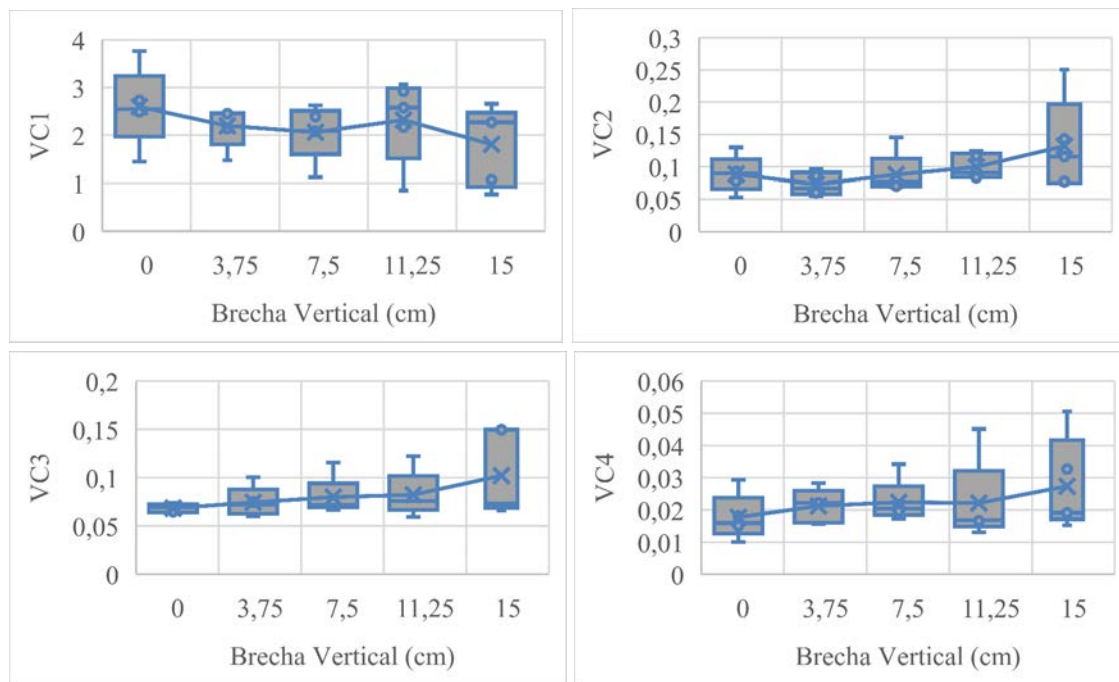
En el Caso 2 (bota ortopédica), los resultados de la Fig. 6 no muestran una tendencia tan clara como en el Caso 1 (base). Los valores en promedio se mantuvieron sin variaciones extremas. Es decir, algo en la bota ortopedia aportó cierta ayuda a los participantes.



**Fig. 6 – VC para cada BR en el Caso 2 (bota ortopédica)**

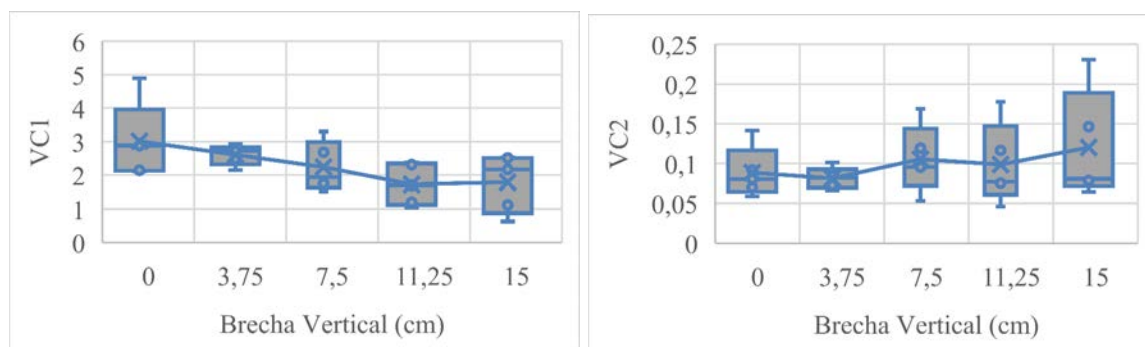
Las botas ortopédicas son usadas en caso de lesiones o roturas producidas en las extremidades inferiores y a diferencia de los yesos clínicos estas pueden ser removidas, para ayudar al paciente. Su construcción es mayormente de plástico de alta densidad y tela acolchadas para no producir heridas en la piel de quien la usa. Estas botas restringen toda la movilidad en la pantorrilla, tobillo y dedos del pie, generando una dificultad al caminar. Una posible razón de está poca variación en los valores obtenidos para cada VC se debe a que la suela de la bota es curva, lo cual afecta el plano antero posterior y plano medio lateral. Esta curvatura lo que genera es que el COP tienda a centrarse durante todo el proceso de pisada, disminuyendo sus rangos antero posterior y medio lateral, y por ende las VC no mostraron una tendencia clara de mayor inestabilidad al aumentar las BR. Esto no significa que esta mayor inestabilidad no sucedió, sino que el método empleado basado en el COP no logró medir bien las pisadas con este tipo de suela con curvatura.

En la Fig. 7 se observa que el Caso 3 (carga simétrica) es una versión más inestable comparada al Caso 1. Esto debido al peso extra añadido a los participantes el cual correspondió al 20% de su peso. Esta inestabilidad se hizo notorio en las últimas BR, lo cual tiene una explicación clara, pues a mayor BR el peso que llevaba cada participante genera una aceleración, y por ende los participantes tuvieron que hacer un esfuerzo mayor para mantenerse estables (reflejado en las VC2 y VC3).

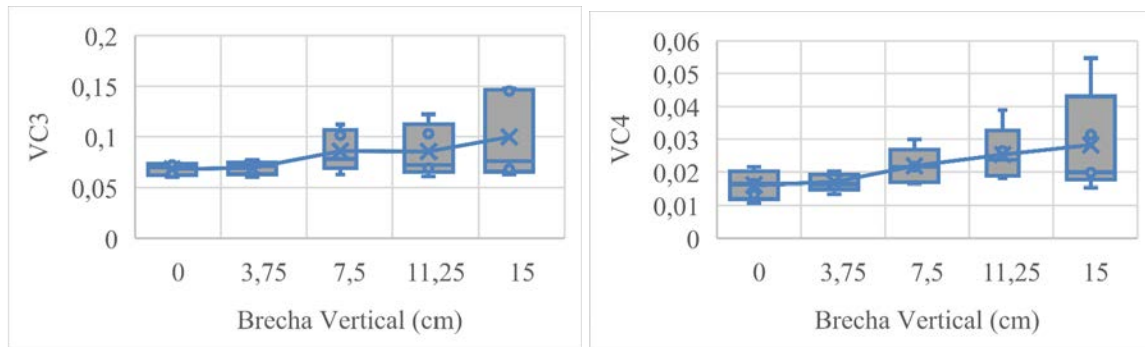


**Fig. 7 – VC para cada BR en el Caso 3 (carga simétrica)**

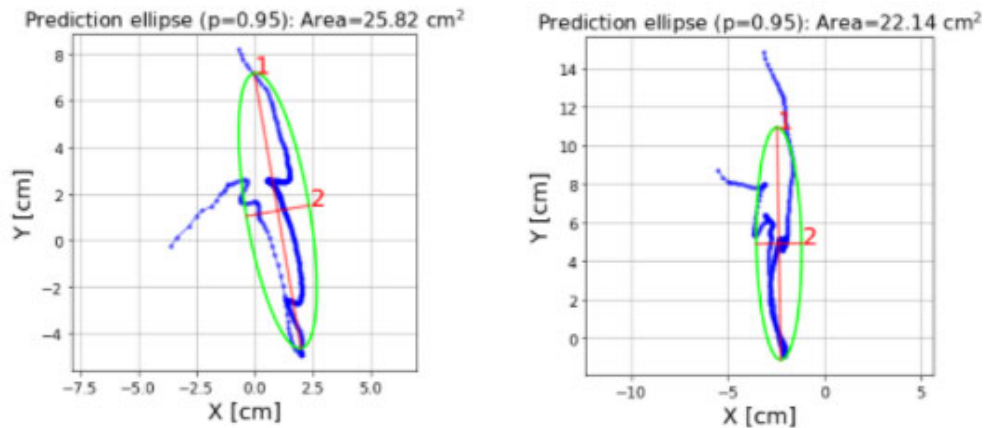
En el Caso 4 (carga asimétrica) la Fig. 8 muestra tendencias similares al Caso 3. La VC2 marca un aumento similar al Caso 3, lo que implica que la estabilidad plano medio lateral se vio afectada de manera negativa al aumentar las BR. Sorprende que la variación fue menor a las del Caso 1 y al Caso 3. Sin embargo, un nuevo fenómeno se observó (y también en el Caso 3) durante la inspección visual de los gráficos de pisada. Este fenómeno se mostró en desplazamientos del COP erráticos y anormales en un 3,5% de archivos correspondientes a BR = 15 cm. También este fenómeno se observó para BR = 11,25 cm. Los participantes presentaron desplazamiento como se observa en la Fig. 9 donde se aprecia que, en vez de hacer un desplazamiento lineal, se genera un desplazamiento en forma de “V”. La inestabilidad generada fue tan alta que la amortiguación se hizo primero con los dedos del pie. Este fenómeno se considera común en un proceso de salto, pero no de pisada. Luego, el peso pasó a los talones para después continuar con un proceso “normal” de pisada.







**Fig. 8 – VC para cada BR en el Caso 4 (carga asimétrica)**



**Fig. 9 – Desplazamiento del COP en forma de ‘V’: Caso 4 (izquierda) y Caso 3 (derecha)**

## 5. CONCLUSIONES

Este artículo se centró en estudiar las variables que afectan la estabilidad de PMR al enfrentar distintas BR, para luego construir un piloto experimental que pudiera determinar una forma eficaz de medir las variables asociadas a la pisada en el proceso de bajada desde un tren urbano a un andén. La metodología expuesta se basó en el diseño del piloto a escala real que permitió simular y medir este proceso de pisada. Una vez obtenidos los datos necesarios para poder ver el movimiento COP y el área de la elipse de 95% de confianza, se obtuvieron los valores suficientes para llegar a las 4 variables comparadas (VC), y así observar como varían en 4 casos diferentes para 5 escenarios de BR (realizando 3 repeticiones de pisada).

Los 4 casos distintos de estudio, permitieron dar una muestra de datos para estudiar el impacto de BR en la inestabilidad de PMR. El Caso 1 (base), entregó más información, dado que los resultados fueron los puntos de comparación para el resto de los casos. De los resultados se puede desprender que el área de la elipse no es la mejor manera de medir inestabilidad, puesto que los participantes del experimento tomaron cambios de estrategia para distintas BR, lo cual generó un cambio en el ángulo de inclinación del plano antero posterior de su pisada.

En el Caso 2 la suela curva de la bota ortopédica no permitió que se pudiera medir correctamente el desplazamiento del COP. Esto hace sentido ya que una suela curva genera que la persona tenga menos posibilidad de caer o resbalarse y así contrarrestar el efecto negativo de esta bota en su movilidad

Los Casos 3 y 4, dieron un fenómeno nuevo. Entregaron datos de inestabilidad mayores al Caso 1, y además mostraron desplazamientos erráticos para BR = 11,25 y BR = 15 cm. Esto demuestra que BR mayores a 15 cm no son aptos para PMR.

Una de las áreas que este estudio no pudo profundizar y puede ser fuente de inspiración para investigaciones en el futuro es hacer mediciones de COP y COM simultáneas en los participantes. De esta manera se puede lograr la obtención del ángulo de inclinación en el plano antero posterior y medio lateral, logrando tener datos empíricos de sus valores durante un proceso de pisada. Para esto debería usarse un sistema más complejo de medición, lo que añadiría una cantidad de tiempo necesaria para llevar a cabo el experimento. Sin embargo, se recomienda este camino ya que este artículo es más bien exploratorio y parte desde las bases, por lo que un estudio que expanda la experimentación realizada sería un excelente complemento para esta línea de estudio.

Por otra parte, la mayor limitación que se tuvo en este estudio, y es además la razón principal de porque los datos no mostraron tendencias claras en algunos casos como se esperaba. El número reducido de participantes que se pudo congregarse para ser parte del experimento en el LDH fue un punto complejo de solucionar. Esto debido al marco de la pandemia del COVID19 que está atravesando el país y el mundo en este momento.

Se concluye que los resultados entregados para determinar el cambio de estabilidad en PMR en distintas BR, dan evidencia que a mayor BR se genera de manera directa y indirecta una mayor inestabilidad. Si bien no se logró dar con un diseño final o entregar valores absolutos de BR, los resultados permiten comparar escenarios y casos, los cuales dejan entre ver que nos es posible tener rangos de BR mayores a 15 cm en personas sanas (Caso 1) y rangos de BR mayores a 11,25 cm en PMR, puesto que causaría una alta inestabilidad en el proceso de pisada al bajar desde un tren urbano al andén.

## **AGRADECIMIENTOS**

Los autores quisieran agradecer a quienes participaron de los experimentos en el Laboratorio de Dinámica Humana de la Universidad de los Andes. Este estudio tiene el apoyo de ANID (Chile) FONDECYT Proyecto 11200012.

**REFERENCIAS**

- ALONSO, F. (2007). Algo más que suprimir barreras: conceptos y argumentos para una accesibilidad universal. *TRANS, Revista de traductología* 11, pp. 15-30.
- ANKER, L. C., WEERDESTYEN, V., VAN NES, I. J., NIENHUIS, B., STRAATMAN, H., y GEURTS, A. C. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & posture* 27(3), pp. 471-477.
- BHATT, T., ESPY, D., YANG, F., y PAI, Y. C. (2011). Dynamic gait stability, clinical correlates, and prognosis of falls among community-dwelling older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 92(5), pp. 799-805.
- FERNÁNDEZ, R., ZEGERS, P., WEBER, G., y TYLER, N. (2010). Influence of platform height, door width, and fare collection on bus dwell time: laboratory evidence for Santiago de Chile. *Transportation research record* 2143(1), pp. 59-66.
- FERNÁNDEZ, R., VALENCIA, A., y SERIANI, S. (2015). On passenger saturation flow in public transport doors. *Transportation Research Part A: Policy and Practice* 78, pp. 102-112.
- GRIBBLE, P. A., HERTEL, J., y DENEGAR, C. R. (2007). Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test. *International journal of sports medicine* 28(03), pp. 236-242.
- HASHISH, R., TONEY-BOLGER, M. E., SHARPE, S. S., LESTER, B. D., y MULLIKEN, A. (2017). Texting during stair negotiation and implications for fall risk. *Gait & posture* 58, pp. 409-414.
- HUANG, M. H., y BROWN, S. H. (2013). Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. *Gait & posture* 38(4), pp. 837-842.
- LAFOND, D., CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., y PRINCE, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 85(6), pp. 896-901.
- MINISTERIO DE VIVIENDA Y URBANISMO (2010). Ley 20422 de Accesibilidad Universal. Establece normas sobre igualdad de oportunidades e inclusión social de personas con discapacidad. Chile. [En línea] <https://www.leychile.cl/Navegar?idNorma=1010903&idParte=0> [consultado: 17-02-2021]
- MINISTERIO DE VIVIENDA Y URBANISMO (2016). Decreto Supreso 50: Accesibilidad Universal. Chile. [En línea] <https://www.ciudadaccesible.cl/wp-content/uploads/2016/03/Decreto-50-04-MAR-2016-Biblioteca-Congreso-Nacional.pdf> [consultado: 17-02-2021]
- OYANDEDEL, C. (2020). Estudio de brechas en la interfaz tren-andén e insatisfacción peatonal en el espacio de intercambio metro-bus. Tesis para optar al título de Ingeniero Civil en Obras Civiles, Universidad de Los Andes, Chile.

- SERIANI, S., y FERNÁNDEZ, R. (2015). Planning guidelines for metro–bus interchanges by means of a pedestrian microsimulation model. *Transportation Planning and Technology* 38(5), pp. 569-583.
- STARTZELL, J. K., OWENS, D. A., MULFINGER, L. M., y CAVANAGH, P. R. (2000). Stair negotiation in older people: a review. *Journal of the American Geriatrics Society* 48(5), pp. 567-580.
- SONG, Q., SUN, W., ZHANG, C., MAO, M., y LI, L. (2020). Effects of a Dual-Task Paradigm and Gait Velocity on Dynamic Gait Stability during Stair Descent. *Applied Sciences* 10(6), 1979.
- SUBSECRETARÍA DE TRANSPORTES (2013). Plan Maestro 2025. Ministerio de Transportes y Telecomunicaciones. Chile. [En línea] [https://www.mtt.gob.cl/wp-content/uploads/2014/02/plan\\_maestro\\_2025\\_2.pdf](https://www.mtt.gob.cl/wp-content/uploads/2014/02/plan_maestro_2025_2.pdf) [consultado: 06-01-2021]
- TYLER, N. (2002). *Accessibility and the Bus System*. Thomas Telford, Reino Unido.
- VIEIRA, M. F., LEHNEN, G. C., NOLL, M., RODRIGUES, F. B., DE AVELAR, I. S., y DA COSTA, P. H. L. (2016). Use of a backpack alters gait initiation of high school students. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, pp. 82-89.
- WANG, J., y GILLETTE, J. C. (2020). Mediolateral postural stability when carrying asymmetric loads during stair negotiation. *Applied Ergonomics* 85, 103057.
- WITT, A., KURTHS, J., y PIKOVSKY, A. (1998). Testing stationarity in time series. *Physical Review E* 58(2), 1800.
- ZATSIORSKY, V. M., y DUARTE, M. (2000). Rambling and trembling in quiet standing. *Motor control* 4(2), pp. 185-200.