

Uso de la Wii Balance Board como mecanismo de reconocimiento y clasificación del riesgo de caídas en el adulto mayor

Use of the Wii Balance Board as a mechanism for recognition and classification of the risk of falls in older adults

Leónidas Arias-Poblete¹, Sebastián Álvarez-Arangua¹, Catalina Pezo-Mora^{1,2}, Daniel Jerez-Mayorga^{1,3}, Matías Orellana Donoso¹, Paloma Ferrero-Hernández⁴, Gerson Ferrari^{5,6}, Claudio Farías-Valenzuela^{7*}

¹ Exercise and Rehabilitation Sciences Institute, School of Physical Therapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Universidad Andres Bello, Santiago de Chile 7591538, Chile.

² Universidad Autónoma de Chile (Chile).

³ Strength & Conditioning Laboratory, CTS-642 Research Group, Department Physical Education and Sports, Faculty of Sport Sciences, University of Granada, Granada, Spain.

⁴ Facultad de Educación y Cultura, Universidad SEK, Santiago 7520318, Chile.

⁵ Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Autónoma de Chile, Providencia 7500912, Chile.

⁶ Sciences of Physical Activity, Sports and Health School, University of Santiago of Chile (USACH), Santiago, 9170022, Chile

⁷ Instituto del Deporte, Universidad de las Américas, Santiago 9170022, Chile.

* Correspondencia: Claudio Farías-Valenzuela; cfaria46@edu.udla.cl

RESUMEN

Introducción: En la práctica clínica las pruebas funcionales utilizadas para evaluar el riesgo de caídas requieren de técnicas y elementos de precisión que eviten la subjetividad. El uso de la Wii Balance Board (WBB) es una alternativa ante lo expuesto, ya que es una herramienta económica, portátil y que permite extraer variables que se relacionan con el fenómeno en estudio.

Objetivo: Clasificar las variables derivadas del centro de presión (CoP) durante la evaluación del control postural por medio de la WBB, en adultos mayores con y sin riesgo de caídas.

Métodos: Se utilizó un diseño de investigación descriptivo. Se estudió a 40 adultos mayores, 20 con y 20 sin riesgo de caídas. El control postural fue evaluado mediante la WBB, extrayendo variables

cinéticas y cinemáticas, que permitieron implementar un selector de atributos y el algoritmo SVM (SVMs, del inglés Support Vector Machines), identificando a los adultos mayores con riesgo de caídas.

Resultados: Las variables que mejor permiten clasificar a los adultos mayores con y sin riesgo de caída fueron la velocidad, desplazamiento y fuerza media. Se construyó un clasificador de dos clases, cuyo mejor desempeño fue el índice Kappa 0,95 (fuerza de concordancia casi perfecta), sensibilidad 98%, y especificidad 100%.

Conclusiones: El uso de WBB puede ser considerada una alternativa de bajo costo para la evaluación del riesgo de caídas en adultos mayores.

PALABRAS CLAVE

Adulto mayor; Riesgo de caídas; Equilibrio; Máquina de Soporte Vectorial

ABSTRACT

Introduction: In clinical practice, the functional tests used to assess the risk of falls require precision techniques and elements that avoid subjectivity. The use of the Wii Balance Board (WBB) is an alternative to the above, since it is an inexpensive, portable tool that allows extracting variables that are related to the phenomenon under study.

Objective: To classify the variables derived from the center of pressure (CoP) during the evaluation of postural control through the WBB, in older adults with and without risk of falls.

Methods: A descriptive research design was used. A total of 40 older adults were studied, 20 with and 20 without risk of falls. Postural control was evaluated using the WBB, extracting kinetic and kinematic variables, which allowed the implementation of an attribute selector and the SVM algorithm (SVMs, Support Vector Machines), identifying older adults at risk of falls.

Results: The variables that best allow us to classify older adults with and without risk of falling were speed, displacement and mean force. A two-class classifier was built, whose best performance was the Kappa index 0.95 (almost perfect agreement strength), 98% sensitivity, and 100% specificity.

Conclusions: The use of WBB can be considered a low-cost alternative for the evaluation of the risk of falls in older adults.

KEYWORDS

Older adult; Risk of falls; Balance; Support Vector Machine

1. INTRODUCCIÓN

En la sociedad actual, la población mundial y las personas mayores tienen una mayor expectativa de vida en comparación a décadas anteriores (Almohaisen et al., 2022). Chile, al igual que los países desarrollados, está viviendo una etapa avanzada de transición al envejecimiento demográfico de su población. En los años 60 se produjo una modificación de la estructura de la población, disminuyendo el aporte porcentual de los menores de 15 años y aumentando el de los adultos mayores (SENAMA, 2017). Actualmente, una de cada diez personas pertenece al grupo AM y se espera que para el año 2025 esta proporción sea de uno por cada cinco (INE, 2018). Considerando estos antecedentes, las prioridades en salud pública deben ser redirigidas, invirtiendo un mayor porcentaje de los recursos económicos, sociales y humanos en esta población en constante crecimiento y en la intervención de las condiciones de salud asociadas. En esta línea, el porcentaje de la población AM en situación de discapacidad es de un 38,3%, del cual 20,8% corresponde a discapacidad severa, por lo tanto, es necesario prevenir aquellas situaciones que desemboquen en una mayor discapacidad, dentro de las cuales encontramos las caídas (SENADIS, 2018), que con su cascada de efectos pueden generar graves consecuencias a nivel de la morbilidad, mortalidad y dependencia, asociándose con altos costos para los servicios de salud (Osoba et al., 2019). Si nos enfocamos en las caídas, son consideradas un problema frecuente en la creciente población AM, las cuales pueden ser definidas como “*Consecuencia de cualquier acontecimiento que precipite al paciente al suelo en contra de su voluntad*” (MINSAL, 2019). Se estima que uno de cada tres AM que vive en la comunidad sufre una o más caídas al año (Ministerio de Salud, 2010) siendo la segunda causa mundial de muerte por lesiones accidentales o no intencionales. Se calcula que anualmente mueren en todo el mundo unas 646.000 personas debido a caídas, de las cuales más de un 80% se registran en países de bajos y medianos ingresos (SENAMA, 2017).

A nivel mundial existen diferentes escalas multifactoriales y test mono factoriales para la evaluación del riesgo de caídas en los AM que viven en la comunidad. Una revisión sistemática identificó nueve escalas y siete test (Sousa et al., 2016), sin embargo, existe una limitación para poder extrapolar los datos, ya que cada prueba y escala debe ser validada y adaptada al contexto de la población que se desea analizar. En el contexto chileno, actualmente se realiza el Examen Anual de Medicina Preventiva del AM (EMPAM), que se aplica en la atención de salud pública. Éste incorpora el diagnóstico funcional del AM (EFAM), permitiendo detectar en forma integral los factores de riesgo de la persona mayor que vive en la comunidad, prediciendo la pérdida de funcionalidad y clasificándolos en tres categorías: autovalente sin riesgo, autovalente con riesgo y en riesgo de

dependencia (MINSAL, 2012). Además, se incluye la prueba funcional de equilibrio dinámico, Time up and GO (TUG) y estático con la prueba de apoyo unipodal para evaluar el riesgo de caídas (Herman et al., 2011). Sin embargo, estos test son cuestionados por la literatura científica debido a su limitada capacidad de predicción y variedad de puntos de corte, sobre todo si nos enfocamos en el TUG (Beauchet et al., 2011; Rydwick et al., 2011; Schoene et al., 2013).

Las últimas investigaciones demuestran que el miedo a caer (Gazibara et al., 2017), ser mujer, fallas visuales (Smith et al., 2005), polifarmacia y alteración del equilibrio estático y dinámico son los mejores indicadores para detectar a un AM que está en riesgo de caídas (Zia et al., 2015). Si bien, la susceptibilidad a las caídas es el resultado de una interacción de múltiples factores (Simka & Skuła, 2019), todos estos actúan en sinergia sobre el desequilibrio (Smith et al., 2005), por lo tanto, un balance deficiente puede indicar una capacidad deteriorada para recuperarse ante pequeñas perturbaciones posturales, y transformarse en predictor de futuras caídas. En este contexto, la posturografía estática puede evaluar el control postural, abarcando tanto las respuestas a la gravedad, como las de protección a pequeñas perturbaciones (Howcroft et al., 2017). Para ello, el individuo debe realizar una serie de correcciones musculares que contrarresten la fuerza de la gravedad, en donde la resultante de estas fuerzas se manifiesta con variables cinéticas y cinemáticas derivadas del análisis del centro de presión (CoP) (Rojas et al., 2019). Entre estas, el desplazamiento del CoP es consecuencia de la interacción de mecanismos sensoriales (visual, vestibular y propioceptivo), de la acción muscular y del control nervioso. Mientras menor sea el desplazamiento del CoP durante un gesto motor o en condiciones estáticas, se establece que existe una buena interacción entre los mecanismos sensoriomotores del individuo y el ambiente (Henry et al., 2019).

Debido a los cambios fisiológicos propios del envejecimiento, el sistema musculoesquelético sufre numerosos cambios, que afectan a los segmentos corporales que participan en la ejecución de tareas dinámicas, en donde una estrategia que utilizan los adultos mayores para mantener la estabilidad, es la reducción de los rangos articulares de tobillo, con el objetivo de mejorar el posicionamiento de esta articulación y aumentar su base de sustentación (esto se logra en conjunto con un aumento de la abducción de cadera), lo cual es compensado con un aumento en los movimientos pélvicos anteriores, y una reducción en los laterales (Calderón et al., 2016). De igual manera el equilibrio postural tenderá a ser deficiente, esto se debe a una débil capacidad de respuesta, dificultando la recuperación ante variaciones del ambiente y aumentando entonces la probabilidad de caer. Estos antecedentes no hacen más que contribuir a que el comportamiento del CoP sea considerado un buen predictor de futuras caídas (Rojas et al., 2019). Una forma de medir el desplazamiento del CoP es usando la plataforma Wii Balance Board, que se presenta como una alternativa económica, portátil, ampliamente disponible y

cuyo rendimiento es comparable con posturógrafos y plataformas de fuerza utilizadas en estudios de laboratorio (Clark et al., 2010). En este contexto, algoritmos del campo de la inteligencia artificial como las máquinas de soporte de vectores (SVMs, del inglés Support Vector Machines) han demostrado ser una poderosa herramienta para el aprendizaje de datos y para la solución de problemas de clasificación y regresión con un rendimiento de clasificación superior (Vapnik, 1999).

La identificación temprana del riesgo de caídas en población de edad avanzada ofrece la oportunidad para su prevención y tratamiento, por lo tanto, la búsqueda de nuevas técnicas que permitan clasificar de manera eficiente a los usuarios con riesgo caídas favorece la optimización de este proceso. El objetivo de la presente investigación es clasificar las variables derivadas del CoP durante la evaluación del control postural por medio de la WBB, en adultos mayores con y sin riesgo de caídas.

2. MÉTODOS

2.1. Diseño

Se utilizó un enfoque de investigación cuantitativo, con un diseño de investigación descriptivo, de corte transversal.

2.2. Participantes

Los sujetos participantes fueron 40 adultos mayores, 20 con riesgo de caídas (promedio de edad 70 años, con una desviación estándar de $\pm 3,23$) y 20 sin riesgo de caída (promedio de edad 71 años, con una desviación estándar de $\pm 2,84$), los cuales residían en la comunidad y se encontraban inscritos en un centro de salud público de la comuna de Pitrufquén, región de la Araucanía, Chile. Los criterios de inclusión fueron tener entre 65 y 79 años al momento de la evaluación, y presentar marcha independiente. Los criterios de exclusión consistieron en manifestar antecedentes recientes de lesiones músculo esqueléticas a nivel de miembro inferior como fracturas o esguinces en un intervalo de tiempo de 1 año previo al estudio, o anomalías residuales de fracturas o esguinces del pasado (declaradas por el usuario y/o detectadas por el evaluador), exhibir trastornos de la función visual no corregidos, condiciones de salud vestibulares, obesidad, desnutrición, uso de ayudas técnicas (bastón, andador, entre otros). Para la clasificación del riesgo de caídas los elementos que diferenciaron al grupo sin riesgo de caídas de los sujetos con riesgo de caídas, es que estos últimos tenían alterado el equilibrio estático y dinámico, es decir presentaban \leq a 4 segundos en la estación unipodal y \geq a 15 segundos en el TUG (López et al., 2010). Adicionalmente para que fueran catalogados en este grupo, debían tener

antecedentes de caídas en el último año. Tanto el protocolo de estudio como el consentimiento informado fueron aprobados por el comité de ética de investigación de la Universidad Católica de Temuco (Comité acreditado por Resolución Exenta N°II 007872 de la Secretaría Regional de Salud, Región de la Araucanía, 6 de septiembre de 2018).

2.3. Protocolo de medición

A cada participante se lo solicitó que asistiera con ropa cómoda. Previo a la realización de la prueba debieron leer y aceptar el consentimiento informado, en el cual se explicó brevemente en qué consistía el estudio. Posteriormente, se procedió con el protocolo de evaluación de la postura, el cual se basó en 8 pruebas, 6 estáticas (prueba 1 a 6) y 2 dinámicas (prueba 7 y 8), realizadas sobre la plataforma Wii Balance Board® (Nintendo, Kyoto, Japón). La prueba de apoyo unipodal (SLS, del inglés single limb-stance), permitió la evaluación del balance de un sujeto cuando estaba de pie, sobre un pie, mientras que la prueba de apoyo bipodal (DSL, del inglés double-limb stance) fue usada para evaluar el balance, con el sujeto de pie sobre ambos pies. Las pruebas estáticas aplicadas, se detallan a continuación:

- 1- DLS con ojos abiertos (DLS – OA)
- 2- DLS con ojos cerrados (DLS – OC)
- 3- SLS con ojos abiertos - De pie sobre el pie derecho (SLS – OA_PieD)
- 4- SLS con ojos cerrados - De pie sobre el pie derecho (SLS – OC_PieD)
- 5- SLS con ojos abiertos - De pie sobre el pie izquierdo (SLS – OA_PieI)
- 6- SLS con ojos cerrados - De pie sobre el pie izquierdo (SLS – OC_PieI)

Mientras que las pruebas dinámicas fueron las siguientes:

- 7- Prueba de marcha en el lugar con los ojos abiertos (Marcha – OA)
- 8- Prueba de marcha en el lugar con los ojos cerrados (Marcha – OC)

Es importante señalar, que el conjunto de evaluaciones fue aplicado a todos los participantes de ambos grupos (con y sin riesgo de caídas), realizando 2 registros de cada prueba, siendo considerado válido solo el segundo registro, ya que el primero fue de aprendizaje. El tiempo de ejecución fue de 30 segundos, sin embargo, si algún participante terminó alguna prueba antes del tiempo señalado, ya que

no pudo mantener la posición solicitada, y/o comenzó a caerse, de igual manera fueron consideradas sus evaluaciones durante el tiempo que mantuvo la posición indicada.

2.4. Sistemas de procesamiento de los datos

El procesamiento se llevó a cabo con el software MatLab© versión 7.10.0., en donde lo primero que se realizó a los datos emanados de la plataforma WBB, fue el filtrado mediante Análisis de Componentes Independientes (ICA, del inglés Independent Component Analysis) utilizando el algoritmo FastICA 7.

2.4.1. Obtención de conjuntos de datos de entrenamiento y validación

En virtud de que se realizaron 8 pruebas por cada participante (6 estáticas y 2 dinámicas), obteniendo 8 registros de cada uno, se procedió de la siguiente manera:

- Si ponderamos que los participantes del estudio fueron 40, se obtuvieron en total 320 registros (número de participantes (40) x número de pruebas (8)), de los cuales 160 correspondían al grupo con riesgo de caídas y 160 al grupo sin riesgo de caídas.
- De cada prueba se obtuvieron 40 registros, 20 por cada grupo.
- Los registros representativos de los 40 participantes por cada prueba fueron divididos en dos conjuntos de datos, entrenamiento (70%) y validación (30%).
- De cada conjunto de datos se obtuvieron solo 2 registros por prueba. Por ejemplo, para el entrenamiento considerando la prueba DLS – OA se obtuvo 1 registro representativo del grupo sin riesgo de caídas y otro representativo del grupo con riesgo de caídas.

A partir de las matrices obtenidas, se procedió con el análisis de las variables, las cuales se pueden clasificar como cinéticas y cinemáticas, estando todas relacionadas con el CoP (Ver tabla 1). A cada una de estas, se les calculó 7 atributos: media (X), mediana (Me), desviación estándar (σ), curtosis ($Kurt$), skew (Y), varianza (σ^2) y energía (E).

Tabla 1. Variables del estudio

Cinéticas	Cinemáticas
Fuerza media sensor 1 y 2 (parte anterior WBB)	Desplazamiento RMS
Fuerza media sensor 3 y 4 (parte posterior WBB)	Velocidad Aceleración
Fuerza media total	Área de desplazamiento Rango de desplazamiento

*Nota: **WBB:** Wii Balance Board; **RMS:** Raíz Cuadrada Media*

2.4.2. Análisis de estadístico

El análisis de las matrices en el conjunto de datos de entrenamiento y validación fue realizado en el software Weka 3.6 (Hall et al., 2009). En primer lugar, se efectuó una selección de atributos, con el objetivo de evitar la adición de parámetros irrelevantes para la clasificación, procedimiento que se llevó a cabo de la siguiente manera, cada prueba del entrenamiento fue sometida a un selector de atributos, que para la presente investigación fue *InfoGainAttributeEval*. Luego se escogió el método de búsqueda *Ranker*. Posteriormente se escogieron los 10 primeros atributos (según ranking) para cada una de las pruebas, tanto estáticas como dinámicas. Es importante mencionar que este proceso solo se realizó en el conjunto de datos de entrenamiento, ya que la selección de atributos en el conjunto de validación se realizó en función de lo obtenido previamente.

Una vez seleccionados los atributos de cada prueba, tanto del conjunto de datos de entrenamiento como de validación, se procedió a la implementación del clasificador basado en SVMs. En el contexto de evaluar su desempeño se recurrió a la matriz de confusión, la cual, mediante una tabla de contingencia, permitió extraer medidas estadísticas como la sensibilidad, especificidad y el índice Kappa. En relación con esta última, su valoración según Landis y Koch (1977), se clasifica en pobre (0,00), leve (0,01-0,20), aceptable (0,21-0,40), moderada (0,41-0,60), considerable (0,61-0,80) y casi perfecta (0,81-1,00).

3. RESULTADOS

La presentación de los resultados se dividió en dos ítems:

- Contribución de las variables y atributos emanados de la evaluación del control postural que mejor permiten clasificar a los adultos mayores con y sin riesgo de caídas.

- Desempeño del clasificador SVM.

3.1. Contribución de las variables y atributos a la diferenciación de los AM con y sin riesgo de caídas

3.1.1. Análisis durante las pruebas estáticas y dinámicas

Con el objetivo de clasificar las variables y atributos provenientes de AM con y sin riesgo de caídas, se identificaron los 10 atributos (según ranking) que más contribuyen a la diferenciación de las clases, tanto en las pruebas estáticas como dinámicas (ver tabla 2), en donde el número previo a cada atributo representa a qué variable pertenecen, ya que si consideramos que del atributo 1-5, 6-10, 11-15, 16-20, 21-25, 26-30, 31-35, 36-40 y 41-45 corresponden a la fuerza media sensor 1 y 2, fuerza media sensor 3 y 4, fuerza total, desplazamiento, RMS, velocidad, aceleración, área y rango respectivamente, podemos ponderar cuál es la variable que más contribuye a la diferenciación y adicionalmente con que atributo aportan a este fin.

Tabla 2: Atributos diferenciadores de AM con y sin riesgo de caídas para las pruebas estáticas y dinámicas

Pruebas estáticas					Pruebas dinámicas		
1	2	3	4	5	6	7	8
36 \bar{X}	26 \bar{X}	41 \bar{X}	30 <i>Kurt</i>	42 <i>Me</i>	30 <i>Kurt</i>	16 \bar{X}	26 \bar{X}
27 <i>Me</i>	14 <i>Y</i>	1 \bar{X}	20 <i>Kurt</i>	38 σ	4 <i>Y</i>	1 \bar{X}	2 <i>Me</i>
12 <i>Me</i>	19 <i>Y</i>	18 σ	37 <i>Me</i>	12 <i>Me</i>	29 <i>Y</i>	27 <i>Me</i>	37 <i>Me</i>
16 \bar{X}	30 <i>Kurt</i>	2 <i>Me</i>	28 σ	27 <i>Me</i>	16 \bar{X}	26 \bar{X}	3 DS
28 σ	28 σ	16 \bar{X}	1 \bar{X}	11 \bar{X}	3 σ	28 DS	1 \bar{X}
11 \bar{X}	4 <i>Y</i>	11 \bar{X}	26 \bar{X}	18 σ	17 <i>Me</i>	3 DS	29 <i>Y</i>
18 σ	17 <i>Me</i>	3 σ	36 \bar{X}	3 σ	26 \bar{X}	11 \bar{X}	12 <i>Me</i>
3 σ	29 <i>Y</i>	27 <i>Me</i>	14 <i>Y</i>	29 <i>Y</i>	38 σ	19 <i>Y</i>	38 DS
1 \bar{X}	37 <i>Me</i>	30 <i>Kurt</i>	19 <i>Y</i>	2 <i>Me</i>	11 \bar{X}	36 \bar{X}	11 \bar{X}
26 \bar{X}	12 <i>Me</i>	29 <i>Y</i>	17 <i>Me</i>	39 <i>Y</i>	27 <i>Me</i>	30 <i>Kurt</i>	27 <i>Me</i>

Nota: Los símbolos y letras señaladas en la tabla representan lo siguiente: \bar{X} : Media; *Me*: Mediana; *Kurt*: Kurtosis; σ : Desviación estándar; σ^2 : Varianza; *E*: Energía; *Y*: Skew.

Por otro lado, de la tabla 3 se desprende que, para las pruebas estáticas, los atributos que más contribuyen a la diferenciación son: media 28% y mediana 25%, mientras que para las pruebas dinámicas encontramos la media con un 40% y la mediana con un 25%. Porcentajes que resultan de la relación que se establece entre el número de veces que se repite un atributo*100, dividido por el total de atributos de las pruebas, ya sea estáticas o dinámicas. Ejemplo: El atributo “media”, se repite 17 veces durante las pruebas estáticas, por lo tanto, su contribución porcentual sería: $(17*100)/60=28\%$.

En la tabla 3, se aprecia que la variable velocidad, en conjunto con el desplazamiento, representan más del 50% del aporte total a la diferenciación de las clases en las pruebas estáticas, mientras que la fuerza media del sensor 3 y 4, RMS y aceleración, no contribuyen. Por otro lado, en las pruebas dinámicas las variables velocidad y fuerza media sensor 1 y 2 aportan en conjunto más del 50% de los atributos. Al analizar la contribución total de las variables, considerando tanto las pruebas estáticas como dinámicas, se observa que la velocidad es la variable que más contribuye a discriminar a los AM con riesgo de caídas de los AM sin riesgo de caídas, con un 32,5% de aporte total.

Tabla 3: Aporte porcentual de cada una de las variables a la diferenciación de las clases (con y sin riesgo de caídas). Pruebas estáticas y dinámicas

Variable	Pruebas estáticas		Pruebas dinámicas		Contribución total
	Nº atributos	%	Nº atributos	%	
Fuerza media sensor 1 y 2	11	18,3	5	25,0	20
Fuerza media sensor 3 y 4	0	0,0	0	0,0	0
Fuerza total	9	15,0	3	15,0	15
Desplazamiento	12	20,0	2	10,0	17,5
RMS	0	0,0	0	0,0	0
Velocidad	19	31,7	7	35,0	32,5
Aceleración	0	0,0	0	0,0	0
Área	7	11,7	3	15,0	12,5
Rango	2	3,3	0	0,0	2,5

3.2. Clasificador de dos clases basado en máquinas de soporte vectorial

Considerando los grupos de entrenamiento y validación, se pudo construir un clasificador de dos clases (AM con riesgo de caídas y AM sin riesgo de caídas) basado en máquinas de soporte vectorial. En el contexto de evaluar su desempeño se recurrió a medidas estadísticas como el índice Kappa, sensibilidad y especificidad. Este análisis se realizó en cada una de las modalidades de evaluación. En la tabla 4, se visualiza que las medidas estadísticas expresan una disminución del rendimiento del clasificador, en las modalidades de evaluación asociadas a permanecer con los ojos abiertos, es decir 1, 3, 5 y 7, lo cual se contrapone a las pruebas con los ojos cerrados, ya que el rendimiento de clasificador mejora, evidenciado por un índice Kappa con una valoración de “casi perfecto”, según la nomenclatura de Landis y Koch (1977), situación similar sucede con la sensibilidad y especificidad.

Tabla 4. Evaluación de desempeño del clasificador Máquina de Soporte Vectorial

	Pruebas estáticas y dinámicas							
Medida estadística	1	2	3	4	5	6	7	8
Índice Kappa	0,79	0,95	0,74	0,92	0,76	0,9	0,75	0,94
Sensibilidad (%)	80	98	79	96	84	92	79	95
Especificidad (%)	78	100	71	90	70	91	70	92

4. DISCUSIÓN

El objetivo de la presente investigación fue clasificar las variables derivadas del CoP durante la evaluación del control postural por medio de la WBB, en adultos mayores con y sin riesgo de caídas. En este contexto, los adultos mayores experimentan una serie de cambios conforme pasa la edad, siendo muchos de estos predisponentes a generar un mayor riesgo de caídas, sin embargo, la causa de éstas es siempre multifactorial, pudiendo abordar variables de distinta naturaleza asociadas a elementos clínicos y/o bioinstrumentales. Si consideramos que en la práctica clínica las pruebas funcionales están influenciadas por factores subjetivos, como la experiencia del evaluador, sumado a una pobre correlación con medidas objetivas como el desplazamiento del CoP (Elmgren Frykberg et al., 2007), se plantea la necesidad del uso de bioinstrumentos que corrijan estas dificultades.

En términos generales, independiente de la naturaleza multifactorial de la caída, existe un denominador común en el cual todos estos factores inciden de manera directa o indirecta, lo cual se manifiesta con un balance alterado que predispone al AM a caer (Agrawal et al., 2019). En este contexto, la evaluación postural mediante un análisis cinético y cinemático del CoP, tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia, permite identificar de forma indirecta la interacción de los componentes que inciden en un adecuado balance (Quijoux et al., 2019). Considerando estos antecedentes, a la fecha, no hay ningún estudio que logre identificar qué características del CoP discriminan de mejor manera a los AM con riesgo de caídas, de los AM sin riesgo de caídas. La literatura disponible plantea algunas directrices, asociadas al análisis del CoP en posición bípeda, ya que es una prueba simple para estudiar el balance de adultos mayores (Hsiao-Wecksler et al., 2003) (Masani et al., 2003), que a diferencia de pruebas más complejas como el apoyo unipodal, resulta ser una alternativa inclusiva que disminuye la probabilidad de excluir a participantes por caídas, durante el registro de los datos (Lichtenstein et al., 1988) (Maki et al., 1991). Sin embargo, la variabilidad de protocolos, hallazgos y variables de estudio, dificultan un adecuado análisis (Piirtola & Era, 2006), más aún si consideramos que existen múltiples maneras que hacen que la prueba sea más desafiante,

pudiendo agregar dualidad de tareas (Bergamin et al., 2014), alteración de la superficie de apoyo mediante el uso de una almohadilla de espuma (Fujimoto et al., 2015) (Hong et al., 2015), o solicitar al participante que cierre los ojos (Howcroft et al., 2015). En función de lo anterior, la presente investigación entrega algunas directrices sobre qué pruebas, variables y atributos contribuyen a una mejor diferenciación de las clases, en donde se logró verificar que las pruebas que incluyen los ojos cerrados, ya sea en apoyo unipodal, bipodal o dinámicas presentan mejores propiedades psicométricas en comparación a las pruebas con los ojos abiertos. En este contexto, la disminución de los input visual o propioceptivo del segmento tobillo-pie, conllevan a una alteración del equilibrio que se incrementa con la disminución de la fuerza muscular (Baydan et al., 2020), en donde al eliminar el input visual, se logra evidenciar la real inestabilidad del AM, ya que estos presentan una menor capacidad de adaptación a las nuevas condiciones funcionales a las que son expuestos. Por otro lado, en cuanto a las variables que permiten una óptima clasificación de los AM con y sin riesgo de caídas, encontramos que, tanto en las pruebas estáticas como dinámicas, la velocidad es la variable que más contribuye para tales fines. Este hallazgo ratifica lo reportado en la literatura, en donde se plantea que los adultos mayores doblan la velocidad de oscilación del CoP cuando están parados sobre una superficie firme con ojos cerrados, antecedente que se ha relacionado con la degeneración del sistema vestibular (Franco-Gutiérrez & Pérez-Vázquez, 2020).

Si ponderamos el rol del sistema músculo esquelético en el control postural (Vickers, 2017), se ha logrado constatar que los AM buscan mantener la estabilidad corporal y la estabilidad articular funcional, por medio de la reducción de los rangos articulares en el tobillo, con el objetivo de mejorar el posicionamiento de esta articulación ante las condiciones variables del medio ambiente (Calderón & Ulloa, 2016). Además, la pérdida de elasticidad del tríceps sural lleva a una disminución del ROM del complejo articular del pie, que evoluciona con deformidades de esta región. En relación con la articulación de la rodilla, considerando la alta prevalencia de artrosis, se pierde movilidad, lo cual se manifiesta en términos del control motor, con una disminución de la variabilidad motora debido a la percepción de dolor (Hodges, 2011). Esta manifestación, genera la pérdida de extensión completa de la rodilla, por el costo energético que implica mantener la marcha y la inestabilidad que podría generar. Por otro lado, la cadera pierde extensión por acortamiento del músculo iliopsoas y su eventual sobre activación mioeléctrica, lo cual altera el patrón de reclutamiento muscular en el plano sagital, en donde la alteración entre las fuerzas de flexión y extensión genera condiciones poco favorables para la articulación, aumentando la probabilidad de desgaste articular. Por último, en la columna se ha visto un aumento de la cifosis dorsal, favoreciendo que la proyección vertical del centro de masa se desplace hacia anterior (Cerdeira, 2014). Estos antecedentes, se condicen con lo obtenido en la presente

investigación, ya que tanto en condiciones estáticas y dinámicas la variable “Fuerza media sensor 1 y 2”, es una de las que más contribuye a la diferenciación de las clases (AM con y sin riesgo de caídas). Dentro de las fortalezas, se puede mencionar la metodología de procesamiento de los datos, ya que tributa al perfeccionamiento de los algoritmos utilizados, que aprenden continuamente de éstos, favoreciendo una adecuada caracterización de las variables. Por otro lado, el uso de un bioinstrumento de bajo costo permite extrapolar este mecanismo de evaluación del riesgo de caídas a contextos clínicos, lo cual sin lugar a duda hace factible su implementación.

Al ponderar las debilidades, éstas se relacionan principalmente con la reducida unidad de análisis, aspecto que incide sobre la conformación de los grupos de entrenamiento y validación para la construcción del clasificador. Finalmente, es importante señalar que si se realiza un adecuado cálculo de tamaño muestral (representativo de los AM que viven en la comunidad), se podría comprobar que la metodología propuesta, es extrapolable al total de la población objetivo, favoreciendo acciones pertinentes a la evaluación y prevención de la incidencia de caídas.

5. CONCLUSIÓN

Los principales hallazgos de este estudio se relacionan con una óptima clasificación de los adultos mayores con y sin riesgo de caídas, en base a variables cinéticas y cinemáticas derivadas del CoP, lo cual está avalado por valores de sensibilidad, especificidad e índice Kappa casi perfectos. Considerando estos antecedentes, es posible señalar que la WBB es una herramienta de bajo costo, accesible y efectiva en la discriminación propuesta, pudiendo ser utilizada en contextos clínicos sin requerir de un laboratorio de análisis de movimiento para su implementación, aspecto que se potencia con la técnica de inteligencia artificial (SVM) utilizada para el procesamiento de los datos. En función de estos aspectos, el instrumento y técnica implementada se posicionan como una nueva modalidad de evaluación del riesgo de caídas.

6. REFERENCIAS

1. Agrawal, Y., Van de Berg, R., Wuyts, F., Walther, L., Magnusson, M., Oh, E., Sharpe, M., & Strupp, M. (2019). Presbyvestibulopathy: Diagnostic criteria Consensus document of the classification committee of the Bárány Society. *Journal of Vestibular Research*, 29(4), 161-170.
2. Almohaisen, N., Gittins, M., Todd, C., Sremanakova, J., Sowerbutts, A. M., Aldossari, A., Almutairi, A., Jones, D., & Burden, S. (2022). Prevalence of Undernutrition, Frailty and Sarcopenia in Community-Dwelling People Aged 50 Years and Above: Systematic Review and Meta-Analysis. *Nutrients*, 14(8), 1537. <https://doi.org/10.3390/nu14081537>

3. Baydan, M., Caliskan, H., Balam-Yavuz, B., Aksoy, S., & Böke, B. (2020). The interaction between mild cognitive impairment with vestibulo-ocular reflex, dynamic visual acuity and postural balance in older adults. *Experimental Gerontology*, *130*, 110785.
4. Beauchet, O., Fantino, B., Allali, G., Muir, S., Montero-Odasso, M., & Annweiler, C. (2011). Timed Up and Go test and risk of falls in older adults: a systematic review. *The journal of nutrition, health & aging*, *15*(10), 933-938.
5. Bergamin, M., Gobbo, S., Zanotto, T., Sieverdes, J. C., Alberton, C. L., Zaccaria, M., & Ermolao, A. (2014). Influence of age on postural sway during different dual-task conditions. *Frontiers in aging neuroscience*, *6*, 271.
6. Calderón, D. M., & Ulloa, J. R. (2016). Changes associated with aging in angular kinematic parameters during a controlled speed walk. *Revista médica de Chile*, *144*(1), 74-82.
7. Cerda, A. L. (2014). Manejo del trastorno de marcha en el Adulto Mayor. *Revista Médica Sinergia*, p. 265-275.
8. Clark, R. A., Bryant, A. L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., & Hunt, M. (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & posture*, *31*(3), 307-310.
9. Elmgren Frykberg, G., Lindmark, B., Lanshammar, H., & Borg, J. (2007). Correlation between clinical assessment and force plate measurement of postural control after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *39*(6), 448-453.
10. SENAMA. (Censo 2017). *Censo de la población chilena es adulto mayor*. <http://www.senama.gob.cl/noticias/censo-2017-revelo-que-mas-del-16-de-la-poblacion-chilena-es-adulto-mayor>
11. Franco-Gutiérrez, V., & Pérez-Vázquez, P. (2020). Rehabilitación vestibular en personas mayores con disfunción vestibular. *Revista ORL*, *11*(1), 67-78.
12. Fujimoto, C., Egami, N., Demura, S., Yamasoba, T., & Iwasaki, S. (2015). The effect of aging on the center-of-pressure power spectrum in foam posturography. *Neuroscience letters*, *585*, 92-97.
13. Gazibara, T., Kurtagic, I., Kusic-Tepavcevic, D., Nurkovic, S., Kovacevic, N., Gazibara, T., & Pekmezovic, T. (2017). Falls, risk factors and fear of falling among persons older than 65 years of age. *Psychogeriatrics*, *17*(4), 215-223.
14. Hall, M., Frank, E., Holmes, G., Pfahringer, B., Reutemann, P., & Witten, I. H. (2009). The WEKA data mining software: an update. *ACM SIGKDD explorations newsletter*, *11*(1), 10-18.
15. Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of neurophysiology*, *122*(2), 525-538. <https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>
16. Herman, T., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). Properties of the ‘timed up and go’ test: more than meets the eye. *Gerontology*, *57*(3), 203-210.
17. Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control: from the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(2), 220-228.
18. Hong, S. K., Park, J. H., Kwon, S. Y., Kim, J.-S., & Koo, J.-W. (2015). Clinical efficacy of the Romberg test using a foam pad to identify balance problems: a comparative study with the sensory organization test. *European archives of oto-rhino-laryngology*, *272*(10), 2741-2747.
19. Howcroft, J., Lemaire, E. D., Kofman, J., & McIlroy, W. E. (2017). Elderly fall risk prediction using static posturography. *PLoS one*, *12*(2), e0172398.
20. Howcroft, J. D., Kofman, J., Lemaire, E., & McIlroy, W. (2015). Static posturography of elderly fallers and non-fallers with eyes open and closed. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada,

21. Hsiao-Wecksler, E. T., Katdare, K., Matson, J., Liu, W., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (2003). Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *Journal of Biomechanics*, *36*(9), 1327-1333.
22. Landis, J. R., & Koch, G. G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *biometrics*, 159-174.
23. Lichtenstein, M. J., Shields, S. L., Shiavi, R. G., & Burger, M. C. (1988). Clinical determinants of biomechanics platform measures of balance in aged women. *Journal of the American Geriatrics Society*, *36*(11), 996-1002.
24. López, R., Mancilla, E., Villalobos, A., & Herrera, P. (2010). Manual de prevención de caídas en el adulto mayor. *Gobierno de Chile, Ministerio de salud*.
25. Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of gerontology*, *46*(4), M123-M131.
26. Masani, K., Popovic, M. R., Nakazawa, K., Kouzaki, M., & Nozaki, D. (2003). Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *Journal of neurophysiology*, *90*(6), 3774-3782.
27. MINSAL. (2019). Manual de Prevención de Caídas en el Adulto Mayor <https://www.minsal.cl/portal/url/item/ab1f8c5957eb9d59e04001011e016ad7.pdf>
28. MINSAL. (2012). Manual de Aplicación del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor.
29. Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2019). Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope investigative otolaryngology*, *4*(1), 143–153. <https://doi.org/10.1002/lio2.252>
30. Piirtola, M., & Era, P. (2006). Force platform measurements as predictors of falls among older people—a review. *Gerontology*, *52*(1), 1-16.
31. Quijoux, F., Vienne-Jumeau, A., Bertin-Hugault, F., Lefèvre, M., Zawieja, P., Vidal, P.-P., & Ricard, D. (2019). Center of pressure characteristics from quiet standing measures to predict the risk of falling in older adults: a protocol for a systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews*, *8*(1), 1-9.
32. Rojas, C., Buckcanan, A., & Benavides, G. (2019). Sarcopenia: abordaje integral del adulto mayor. *Revista Médica Sinergia*, *4*(5), 24-34.
33. Rydwik, E., Bergland, A., Forsén, L., & Frändin, K. (2011). Psychometric properties of timed up and go in elderly people: a systematic review. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, *29*(2), 102-125.
34. Schoene, D., Wu, S. M. S., Mikolaizak, A. S., Menant, J. C., Smith, S. T., Delbaere, K., & Lord, S. R. (2013). Discriminative ability and predictive validity of the timed Up and Go test in identifying older people who fall: systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, *61*(2), 202-208.
35. SENADIS. (01 de mayo de 2018). *II Estudio Nacional de la Discapacidad*. <https://www.senadis.gob.cl/pag/306/1570/publicaciones>.
36. Simka, M., & Skuła, M. (2019). Potential involvement of impaired venous outflow from the brain in neurodegeneration: Lessons learned from the research on chronic cerebrospinal venous insufficiency. *Reviews on recent clinical trials*, *14*(4), 235-236.
37. Smith, P. F., Zheng, Y., Horii, A., & Darlington, C. L. (2005). Does vestibular damage cause cognitive dysfunction in humans? *Journal of Vestibular Research*, *15*(1), 1-9.
38. Sousa, L. M. M., Marques-Vieira, C. M. A., de Caldeilla, M. N. G. N., Henriques, C. M. A. D., Severino, S. S. P., & Caldeira, S. (2016). Instrumentos para evaluación del riesgo de caídas en los ancianos residentes en la comunidad. *Enfermería Global*, *15*(2), 490-521.
39. Vapnik, V. (1999). *The nature of statistical learning theory*. Springer science & business media.

40. Vickers, N. J. (2017). Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? *Current biology*, 27(14), R713-R715.
41. Zia, A., Kamaruzzaman, S. B., & Tan, M. P. (2015). Polypharmacy and falls in older people: Balancing evidence-based medicine against falls risk. *Postgraduate medicine*, 127(3), 330–337. <https://doi.org/10.1080/00325481.2014.996112>

AUTHOR CONTRIBUTIONS

All authors listed have made a substantial, direct, and intellectual contribution to the work, and approved it for publication.

CONFLICTS OF INTEREST

The authors declare no conflict of interest.

FUNDING

Esta investigación recibió apoyo financiero por parte de la Dirección General de Investigación (DGI) de la Universidad Andrés Bello, a través del proyecto de Ciencias Biomédicas y Clínicas.

COPYRIGHT

© Copyright 2023: Publication Service of the University of Murcia, Murcia, Spain.