

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
LICENCIATURA EN BIOINGENIERÍA MÉDICA**

DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN PROFESIONAL



**“ANÁLISIS DE CONFIABILIDAD Y USABILIDAD DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PORTÁTIL
QUE MIDE EL RIESGO DE CAÍDA EN ADULTOS MAYORES”**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN BIOINGENIERÍA MÉDICA

PRESENTA:

P.L.B.M ENRIQUE HERNÁNDEZ LAREDO

DIRECTOR:

DR. EN C. DE LA ING. ÁNGEL GABRIEL ESTÉVEZ PEDRAZA

REVISORES:

MTRO. EN C. DE LA ING. JUAN LUIS SALAZAR TERRON

DR. EN C. DE LA ING. JUAN PABLO COBA JUAREZ PEGUEROS

TOLUCA, EDO. MÉX, MAYO 2022.

“ANÁLISIS DE CONFIABILIDAD Y USABILIDAD DE UN DISPOSITIVO
ELECTRÓNICO PORTÁTIL QUE MIDE EL RIESGO DE CAÍDA EN
ADULTOS MAYORES”

Tabla de contenido

| | |
|---|------------|
| RESUMEN | 7 |
| ABSTRACT | 9 |
| INTRODUCCIÓN | 10 |
| CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES | 14 |
| Marco Teórico | 14 |
| 1.1 Sistemas fisiológicos y el equilibrio humano | 14 |
| 1.2 Parámetros que describen el control postural estático..... | 21 |
| 1.3 Pérdida del equilibrio postural con la edad | 23 |
| 1.4 Riesgo de caída en adultos mayores | 24 |
| 1.5 Herramientas para evaluar el equilibrio | 25 |
| 1.6 Dispositivo portátil basado en la WBB para la evaluación del equilibrio..... | 32 |
| 1.7 Confiabilidad | 33 |
| 1.8 Usabilidad..... | 34 |
| Estado del arte | 37 |
| 1.9 Modelo de predicción de caída en adultos mayores | 37 |
| 1.10 Confiabilidad y usabilidad en dispositivos WBB para la evaluación del equilibrio | 38 |
| CAPÍTULO 2 METODOLOGÍA | 41 |
| 2.1 Criterios de inclusión y exclusión de participantes adultos mayores | 41 |
| 2.2 Criterios de inclusión y exclusión de operadores WBBm..... | 43 |
| 2.3 Protocolo de pruebas experimentales | 43 |
| 2.4 Procesamiento estadístico | 49 |
| CAPÍTULO 3 RESULTADOS | 52 |
| 3.1 Resultados de pruebas experimentales | 52 |
| CAPÍTULO 4: DISCUSIÓN DE RESULTADOS | 65 |
| CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES | 68 |
| Bibliografía | 70 |
| ANEXO 1 | 81 |
| ANEXO 2 | 84 |
| ANEXO 3 | 97 |
| ANEXO 4 | 102 |
| ANEXO 5 | 106 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Fig. 1 Representación de la anatomía del ojo humano que muestra las capas vascular, fibrosa y retina..... | 15 |
| Fig. 2 Anatomía del oído interno..... | 16 |
| Fig. 3 Representación de las vías del sistema somatosensorial ascendentes..... | 18 |
| Fig. 4 Esquema que muestra una vista lateral del hemisferio lateral izquierdo donde se muestra las áreas de asociación, áreas de asociación multimodal y las cortezas primarias..... | 19 |
| Fig. 5 Vías corticales descendentes..... | 21 |
| Fig. 6 . Representación gráfica de un sujeto en bipedestación sobre una plataforma de fuerza. Mostrando el centro de gravedad, centro de presión y centro de gravedad..... | 22 |
| Fig. 7 Imagen de evaluación del equilibrio en un adulto mayor con una plataforma de fuerza comercial modelo BIOMECH400 | 28 |
| Fig. 8 A) Ejemplo de un estabilograma, donde los trazos negros corresponden al desplazamiento del CoP en el plano medio lateral. B) Ejemplo de un estabilograma, donde los trazos negros corresponden al desplazamiento del CoP en el plano anteroposterior. | 28 |
| Fig. 9 Ejemplo de un estatocinesiógrama en cuatro condiciones probadas para sujetos de tres categorías de edad. El aumento del desplazamiento con la edad del CoP es evidente en cada condición..... | 29 |
| Fig. 10 Fotografía del Wii balance board | 30 |
| Fig. 11 Fotografía con los principales componentes que utiliza el operador en la WBBm..... | 32 |
| Fig. 12 Posibles escenarios de validez y confiabilidad | 34 |
| Fig. 13 Modelo de cálculo para cuantificar el riesgo de caída en adultos mayores..... | 37 |
| Fig. 14 Evaluación de equilibrio en un adulto mayor durante pruebas de confiabilidad. | 47 |
| Fig. 15 Diagrama que muestra cómo se realizarán las pruebas experimentales de confiabilidad intra-instrumento..... | 47 |
| Fig. 16 Diagrama que muestra cómo se realizarán las pruebas experimentales de confiabilidad inter-operador | 48 |

Índice de Tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1 Evaluaciones clínicas especializadas de uso común para evaluar el equilibrio..... | 26 |
| Tabla 2 Valores descriptivos (media \pm desviación estándar) de los resultados posturográficos obtenidos por los grupos estudiados..... | 31 |
| Tabla 3 Características generales del dispositivo portátil para la medición y evaluación del equilibrio basado en la Wii Balance Board..... | 33 |
| Tabla 4 Atributos de la usabilidad..... | 35 |
| Tabla 5 Estándar de la escala de usabilidad del sistema, donde 1 corresponde a “altamente en desacuerdo” y 5 “altamente de acuerdo” | 36 |
| Tabla 6 Tabla estado del arte de la confiabilidad de los dispositivos WBB para la evaluación de equilibrio. | 38 |
| Tabla 7 Indicadores del CoP calculados por la WBB | 44 |
| Tabla 8 Estadístico descriptivo de las características de la muestra de participantes de las pruebas de confiabilidad intra-instrumento. | 52 |
| Tabla 9 Patologías presentes en los participantes de las pruebas de confiabilidad intra-instrumento..... | 53 |
| Tabla 10 Estadística descriptiva e inferencial de los 79 indicadores del CoP calculados por la WBB durante las pruebas de confiabilidad intra-instrumento. | 54 |
| Tabla 11 Resultados confiabilidad intra-instrumento WBB indicadores del CoP de tipo continuo. | 56 |
| Tabla 12 Estadístico descriptivo de las características de la muestra de participantes de las pruebas de confiabilidad inter-operador..... | 58 |
| Tabla 13 Patologías presentes en los participantes de las pruebas de confiabilidad inter-operador. | 59 |
| Tabla 14 Estadística descriptiva e inferencial de los 79 indicadores del CoP calculados por la WBB durante las pruebas de confiabilidad Inter-operador..... | 60 |
| Tabla 15 Resultados confiabilidad inter-operador WBB indicadores del CoP de tipo continuo..... | 62 |
| Tabla 16 Resultados del puntaje de usabilidad..... | 64 |

ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

| | |
|-------------------|--|
| AMM | : Asociación médica mundial |
| CCP | : Coeficiente de correlación de Pearson |
| CCS | : Coeficiente de correlación Spearman |
| CES D-7 | : Escala de Depresión del Centro de Estudios Epidemiológicos |
| cm | : Centímetros |
| CoG | : Centro de gravedad |
| CoP | : Centro de presión |
| ECMG | : Experiencia en el cuidado y manejo geriátrico |
| FES-I | : Escala de Eficacia de Caídas-Internacional |
| GB | : Gigabytes |
| Hz | : Hertz |
| ICC | : Coeficiente de correlación intraclassa mediante un modelo mixto de dos factores, de clase única y acuerdo absoluto |
| ICC (2,1) | : Coeficiente de correlación intraclassa mediante un modelo bidireccional de efectos aleatorios, de clase única y acuerdo absoluto |
| ICC(2,3) | : Coeficiente de correlación intraclassa mediante un modelo bidireccional de efectos aleatorios, de múltiples medidas y acuerdo absoluto |
| ICC(3,1) | : Coeficiente de correlación intraclassa mediante un modelo mixto de dos factores, de clase única y acuerdo de consistencia |
| Kg | : Kilogramos |
| L5 | : Última vértebra lumbar |
| mA | : Miliampers |
| mm | : Milímetro |
| MXN | : Peso mexicano |
| NedSVE/IBV | : Sistema de Valoración y rehabilitación del Equilibrio |
| SMPI | : Sistema mecánico de péndulo invertido |
| SUS | : Escala de usabilidad de un sistema |
| WBB | : Wii Balance Board |
| WBBm | : Dispositivo electrónico portátil basado en la Wii Balance Board con frecuencia de muestreo estable de 50Hz |

RESUMEN

El propósito del presente trabajo se centra en la estimación cuantitativa del grado de confiabilidad y usabilidad de un dispositivo electrónico portátil basado en una Wii Balance Board modificada (WBBm), que es capaz de evaluar el equilibrio y medir el riesgo de caída en adultos mayores.

16 adultos mayores (edad: 75.66 ± 7.621 años) y 1 operador participaron en pruebas de confiabilidad intra-instrumento, esto es, para cada adulto mayor un mismo operador registró de manera repetida el desplazamiento del centro de presión (CoP) y 79 indicadores CoP utilizando la WBBm, evaluación en la que el participante se encontraba en posición de bipedestación con los brazos cruzados en el pecho, con ojos abiertos durante 1 minuto y ojos cerrados durante el segundo minuto, repitiéndose el procedimiento 48 horas después.

38 adultos mayores (edad: 73.35 ± 8.05 años) y 3 operadores (edad: 20.66 ± 0.577 años) participaron en las pruebas de confiabilidad inter-operador. Utilizando la WBBm, cada operador registro el desplazamiento del centro de presión (CoP) y 79 indicadores CoP (bajo las mismas condiciones de las pruebas intra-instrumento) de cada adulto mayor una sola vez, con un intervalo de tiempo de 48 horas entre pruebas repetidas.

5 operadores de la WBBm (edad: 25.8 ± 7.12 años) contestaron un cuestionario basado en la escala de usabilidad de un sistema (SUS, por sus siglas en inglés) personalizado para evaluar el grado de usabilidad de la WBB.

Para el análisis de datos empleado se utilizaron estadísticos como el coeficiente de correlación intraclass (ICC), coeficiente de correlación de Pearson (CCP), coeficiente de correlación de Spearman (CCS) y el Alpha de Krippendorff, para cuantificar la confiabilidad de las pruebas repetidas. Se ejecutaron pruebas estadísticas (prueba T, prueba de Wilcoxon, ANOVA de 1 vía para variables dependientes) para estudiar las diferencias de medias entre las evaluaciones repetidas.

Los resultados del análisis de datos demostraron que para las evaluaciones de confiabilidad intra-instrumento, el 34.17% de los 79 indicadores del CoP muestran un nivel de confiabilidad aceptable. Por otra parte, se demostró que para la confiabilidad inter-operador un 46.83% de los 79 indicadores del CoP poseen un nivel de confiabilidad aceptable, incluso similar o superior a los reportados por plataformas de fuerzas comerciales. Además, ningún indicador CoP mostró diferencia significativa en las pruebas repetidas de confiabilidad intra-instrumento, y solo 3 indicadores CoP mostraron diferencia significativa en las pruebas repetidas de confiabilidad inter-operador.

El presente trabajo sustenta con evidencia estadística que la WBB es un dispositivo confiable y seguro para ser utilizado en el entorno clínico para la evaluación del equilibrio de los adultos mayores. Además, sugiere que la confiabilidad es suficiente para poder

evaluar el equilibrio de adultos mayores residentes de asilos y/o funcionales en estudios longitudinales, incluso cuando la muestra o el individuo presente patologías y/o deficiencias físicas.



ABSTRACT

The purpose of the present work focuses on the quantitative estimation of the degree of reliability and usability of a portable electronic device based on a modified Wii Balance Board (WBBm), which is capable of assessing balance and measuring fall risk in older adults.

16 older adults (age: 75.66 ± 7.621 years) and 1 operator participated in intra-instrument reliability tests, that is, for each older adult the same operator repeatedly recorded the displacement of the center of pressure (CoP) and 79 CoP indicators using the WBBm, evaluation in which the participant was in a standing position with arms crossed on the chest, with eyes open for 1 minute and eyes closed for the second minute, repeating the procedure 48 hours later.

38 older adults (age: 73.35 ± 8.05 years) and 3 operators (age: 20.66 ± 0.577 years) participated in the inter-operator reliability tests. Using the WBBm, each operator recorded the center of pressure (CoP) displacement and 79 CoP indicators (under the same conditions as the intra-instrument tests) of each older adult only once, with a 48-hour time interval between repeated tests.

5 WBBm operators (age: 25.8 ± 7.12 years) answered a questionnaire based on a customized System Usability Scale (SUS) to assess the degree of usability of the WBB.

For the data analysis employed, statistics such as intraclass correlation coefficient (ICC), Pearson correlation coefficient (PCC), Spearman correlation coefficient (SCC) and Krippendorff's Alpha were used to quantify test-retest reliability. Statistical tests (T-test, Wilcoxon test, 1-way ANOVA for dependent variables) were performed to study the differences in means between the repeated evaluations.

The results of the data analysis showed that for the intra-instrument reliability assessments, 34.17% of the 79 CoP indicators show an acceptable level of reliability. On the other hand, it was shown that for inter-operator reliability, 46.83% of the 79 CoP indicators have an acceptable level of reliability, even similar or higher than those reported by commercial force platforms. In addition, no CoP indicator showed significant difference in the repeated intra-instrument reliability tests, and only 3 CoP indicators showed significant difference in the repeated inter-operator reliability tests.

The present work supports with statistical evidence that the WBB is a reliable and safe device to be used in the clinical setting for balance assessment of older adults. Furthermore, it suggests that the reliability is sufficient to be able to assess the balance of older adults who are nursing home residents and/or functional in longitudinal studies, even when the sample or individual presents pathologies and/or physical impairments.

INTRODUCCIÓN

Las caídas son un problema de salud pública a nivel mundial. Se estima que cada año se suscitan 684,000 caídas mortales y 37,3 millones de caídas lo suficientemente graves como para requerir atención médica (1).

El envejecimiento, el estado de salud y la ingesta de ciertos medicamentos, son factores que alteran la capacidad de equilibrio y aumentan el riesgo de caída; en este sentido, el grupo poblacional más afectado son los adultos mayores, pues son ellos quienes posterior a sufrir una caída pueden experimentar lesiones severas, fracturas, hemorragias internas, traumatismos o incluso la muerte (1,2). Además de las afecciones físicas, las consecuencias psicológicas relacionadas con el miedo a sufrir una caída generan en los adultos mayores pérdida de independencia, discapacidades, restricción de actividades, pérdida de confianza y un mayor riesgo de caída. Estas condiciones desencadenan una disminución de la calidad de vida en los adultos mayores (1,3).

De este modo, se han realizado diversos esfuerzos para la prevención de caídas implementando escalas clínicas que permiten evaluar el equilibrio y/o el riesgo de caída. Sin embargo, múltiples estudios sugieren que dichos instrumentos deben ser complementados con otras herramientas diagnósticas, principalmente debido a que estas se ven usualmente sesgadas por la experiencia y subjetividad del evaluador (3). Por otra parte, se han utilizado herramientas de evaluación de equilibrio basadas en tecnología biomédica, siendo las plataformas de fuerza de los instrumentos más utilizados y considerados el estándar de oro para ello. Sin embargo, sus características de reducida portabilidad, arquitectura y costos económicos dejan a las plataformas de fuerza solo al alcance de laboratorios especializados (4,5); es por ello por lo que diversas investigaciones (4,6–11) han propuesto una alternativa de bajo costo y portabilidad basada en una plataforma de videojuegos llamada Wii Balance Board (WBB). En el año 2021, se desarrolló una herramienta diagnóstica que permite evaluar el riesgo de caída en adultos mayores a partir de un sistema embebido basado en la plataforma WBBm (12). Aunque el análisis de validación de criterio de dicha herramienta mostró resultados prometedores para ser usada como una alternativa a plataformas de fuerza(11), es importante estudiar su confiabilidad intra-instrumento, inter evaluador y usabilidad (13–15).

En este trabajo profesional se sugiere realizar un análisis estadístico que evidencie el nivel de confiabilidad y usabilidad de dicha herramienta y con ello, sustentar la posible incorporación del dispositivo en los planes de salud pública en atención al problema de las caídas entre las personas mayores.

De acuerdo con el protocolo de investigación planteado al inicio de este proyecto de Tesis, se establecieron los siguientes lineamientos del proyecto:

Objetivo general

Estimar estadísticamente el grado de usabilidad y confiabilidad de un dispositivo electrónico portátil basado en la WBB que mide el riesgo de caída en adultos mayores.

Objetivos específicos

- Calcular y reclutar la muestra de participantes que cumplan los criterios de inclusión (descritos más adelante) que les permitan participar en las pruebas de confiabilidad inter-operador e intra-instrumento.
- Capacitar a los operadores del dispositivo electrónico portátil basado en la WBB.
- Colectar los 79 indicadores del CoP (descritos más adelante) de los participantes calculados por el dispositivo electrónico portátil basado en la WBB en las pruebas intra-instrumento e inter-operador.
- Determinar la confiabilidad intra-instrumento e inter-operador del dispositivo electrónico portátil basado en la WBB.
- Colectar las respuestas de cuestionarios SUS aplicado a los operadores del dispositivo electrónico portátil basado en la WBB.
- Definir la usabilidad del dispositivo electrónico portátil basado en la WBB.

Hipótesis

La confiabilidad y usabilidad de un dispositivo para evaluar el equilibrio y medir el riesgo de caída basado en la *Wii Balance Board* son apropiadas para que éste sea utilizado por personal de gerontología en el ámbito clínico.

Justificación.

La importancia de este trabajo radica en la necesidad de poder validar la confiabilidad de los resultados y la usabilidad de un dispositivo electrónico portátil no comercial basado en la WBB para medir el riesgo de caída en adultos mayores, el cual surge como una alternativa para evaluar el equilibrio (7,8,11); y su funcionamiento permite medir parámetros cuantitativos del equilibrio en lugares sin controles de laboratorio, permitiendo el estudio del equilibrio de poblaciones vulnerables directamente en sus entornos típicos como son: pequeñas clínicas, consultorios médicos, casas de salud rurales, cárceles, etcétera; con el fin de estimar el riesgo de caída en adultos mayores (11).

El equilibrio tiene función fundamental en la movilidad, pero con el avance de la edad los mecanismos que lo controlan se deterioran (15–17), incrementando el nivel de riesgo de



caída en los adultos mayores. Es por ello por lo que resulta relevante contar con métodos diagnósticos certeros a fin de que se puedan tomar acciones oportunas (16).

Además de las afecciones físicas y psicológicas, las caídas se relacionan con costos económicos que tienen impacto de manera personal, círculo cercano, comunidad y sociedad. Por ejemplo, se estima que el sistema de salud de Finlandia gasta un promedio de 3,611 dólares por evento de caída en personas de 65 años o más, mientras que para Australia el gasto promedio es de 1,049 dólares (18).

Por otra parte, México considera las lesiones generadas por caídas en los adultos mayores como un importante problema de salud pública, puesto que del año 2000 al 2013 fallecieron 14,036 adultos mayores por lesiones causadas por caídas, lo que representa al 43.5 % del total de fallecimientos por esta causa, además se muestra una tendencia ascendente con respecto a años anteriores (19).

Es por ello por lo que contar con una herramienta completamente válida que caracterice el equilibrio y diagnostique oportunamente el riesgo de caídas en personas mayores es trascendental para su condición física y calidad de vida, pues tan solo en México se estima que residen 15.4 millones adultos mayores (20); observándose un efecto al alza que también se presenta en otros países, debido a que la pirámide poblacional global se está invirtiendo.

Además de la importancia en el nivel de confiabilidad que demuestre la herramienta, también es relevante la opinión operatoria del profesional en salud, pues los problemas de usabilidad en el equipo médico pueden ser barreras en la práctica clínica. Un ejemplo de problemas relacionados con esta característica es el del Instituto Federal Alemán de Medicamentos y Productos Sanitarios, pues dio a conocer que aproximadamente la mitad de todos los incidentes se basan en un malentendido entre el usuario y el dispositivo, lo cual recalca la relevancia de la usabilidad en dispositivos médicos. Por otra parte, el Instituto de Medicina ha reportado entre 44,000 y 98,000 muertes de pacientes por año en Estados Unidos como resultado de los incidentes de usabilidad (21).

Presentación del trabajo

Este trabajo se divide en cinco capítulos. El **capítulo uno** aborda los antecedentes y marco teórico, en el que se presentan los conceptos fundamentales relacionados con el equilibrio, el riesgo de caída en adultos mayores, herramientas para la evaluación del equilibrio con enfoque en las alternativas a las plataformas de fuerza basadas en la *Wii Balance Board*, así como el estado del arte. Además, se describen los fundamentos de confiabilidad y usabilidad en dispositivos médicos. En el **capítulo 2** se presenta el cálculo de la muestra, y la metodología utilizada en el protocolo de pruebas experimentales de confiabilidad y la evaluación de la usabilidad de una *Wii Balance Board* modificada. Asimismo, se presenta la metodología estadística empleada para estimar el nivel de confiabilidad y usabilidad

obtenida durante las pruebas experimentales. En el **capítulo tres** se presentan los resultados obtenidos a partir de los procedimientos estadísticos de 79 indicadores del centro de presión calculados por WBB de acuerdo con lo planteado en la metodología. En el **capítulo cuatro** se presenta la discusión de resultados de confiabilidad y usabilidad obtenidos por la *Wii Balance Board* modificada, así como una comparación con la literatura. En el **capítulo cinco** se presentan conclusiones. Por último, se presenta al lector el material complementario relacionado con la investigación correspondientes a las referencias bibliográficas y los anexos.

CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES

Este capítulo tiene el objetivo de presentar al lector los conceptos básicos, fundamentos teóricos y, por otra parte, la tecnología empleada en este trabajo. De manera general se describe el equilibrio y su relación con la edad, el riesgo de caída, las herramientas disponibles para evaluación del equilibrio, así como sus nuevas alternativas costo-beneficio.

Marco Teórico

1.1 Sistemas fisiológicos y el equilibrio humano

El equilibrio es la capacidad que poseen los seres vivos de mantener la estabilidad mediante movimientos compensatorios, que modifican la postura ante perturbaciones con la finalidad de no dejar caer el cuerpo; en el equilibrio las fuerzas y/o momentos que actúan sobre él son igual a cero (22,23). En el humano, el equilibrio se debe al funcionamiento óptimo e interrelación entre las entradas sensoriales, integración central y salidas motoras. El sistema visual, vestibular y somatosensorial proporcionan las principales entradas sensoriales para lograr equilibrio (24). La información de las entradas sensoriales sobre la orientación del cuerpo en el espacio, se transmiten en forma de potencial de acción al sistema nervioso central. La integración central realiza diferentes procesamientos bioeléctricos de la información somatosensorial, generando nueva información que es enviada en forma de potencial de acción al sistema músculo-motor (25). Finalmente, el sistema músculo-motor funciona como actuador para lograr la bipedestación (equilibrio estático) o locomoción (equilibrio dinámico o marcha) (26).

Sistema visual

El sistema visual permite adquirir información del entorno por medio de la luz para posteriormente transformarla en una señal neuronal (27,28). Tiene tres componentes llamados central o focal, ambiental o periférico y desplazamiento retiniano. Este último está relacionado con la retroalimentación para los movimientos compensatorios. Por otra parte, el desplazamiento retiniano trabaja con el sistema nervioso central para la percepción del movimiento aferente. La función especializada en el equilibrio del componente central es el seguimiento visual y reconocimiento a los objetos, mientras que la visión periférica se involucra en tareas de percepción del movimiento generado por el cuerpo, la cabeza, ojos o por una sensación virtual de movimiento al ver otro objeto moverse (auto-movimiento), así como la capacidad de reconocer movimiento a través de un desenfoque en la escena (sensibilidad al movimiento en la escena) (27).

El ojo humano está formado por tres capas (túnicas) como se muestra en la Fig. 1. La túnica fibrosa se encuentra formada por tejido conectivo y da lugar a dos estructuras más, la córnea y la esclera. La segunda capa recibe el nombre de túnica media vascular, se compone por el iris, cuerpo ciliar y coroides. Finalmente, la túnica interna está formada por la retina (29); en esta última capa se dan diferentes procesos bioquímicos que convierten la energía luminosa en una señal electroquímica, que se trasmite en un inicio a través del nervio óptico hasta llegar al núcleo geniculado lateral donde la información visual se filtra y se pre-procesa para luego ser transmitida a la corteza primaria visual mostrada en la Fig. 4, la cual combina y analiza la información para posteriormente ser enviada a áreas de asociación visuales (áreas V2, V3, V4 y V5), donde es interpretada nuevamente para generar el procesamiento visual completo (28,30).

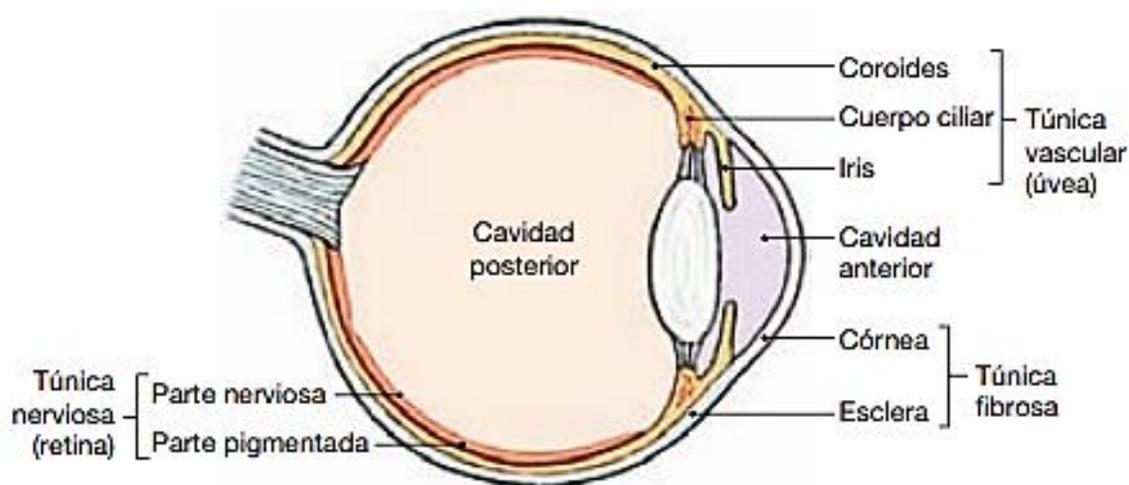


Fig. 1 Representación de la anatomía del ojo humano que muestra las capas vascular, fibrosa y retina. Obtenido de (29).

La disminución de funciones visuales en los adultos mayores se puede atribuir directamente a los cambios anatómicos en el grosor de la córnea y en la opacidad del lente, modificación del enfoque por miopía, hipermetropía y astigmatismo; mismos que a su vez modifican la información visual que llega a la retina. De igual manera, los sistemas neuronales desde la retina hasta la corteza visual sufren cambios espaciales y temporales, los cuales se relacionan con la detección y discriminación de las características simples como patrones de luminancia, orientación, contraste y movimiento. Además, estudios sugieren que la disminución del procesamiento visual puede deberse a los cambios en la inhibición cortical mediados por cambios en los niveles de neurotransmisores asociados a la inhibición (31). Se ha reportado que enfermedades oculares como las cataratas y el glaucoma, así como afecciones en la agudeza visual, la sensibilidad al contraste, la sensibilidad al deslumbramiento y el tamaño del campo visual se correlacionan significativamente con el riesgo de caídas en los adultos mayores (32).

Sistema vestibular

El sistema vestibular es un conjunto de estructuras y vías neuronales que están ubicadas en el oído interno y el cerebro respectivamente. Este sistema se encarga de mantener el equilibrio al proporcionar la sensación de orientación-aceleración de la cabeza, auxiliar a los movimientos oculares y generar los reflejos vestibulo ocular y vestibulo espinal.

Mediante el reflejo vestibulo ocular se consigue que la vista focal permanezca fija a un objeto mientras la cabeza se mueve. Por otra parte, el reflejo vestibulo espinal logra la coordinación de la musculatura espinal con el movimiento de la cabeza, lo que permite mantener la postura (33).

Dentro del oído interno se encuentran dos estructuras de interés para el equilibrio: el laberinto cinético y el laberinto estático, (Ver Fig. 2). Por su parte, el laberinto estático aloja dos cavidades más, el utrículo y el sáculo, que en su interior presentan una región llamada mácula. En esta región se produce información en forma de impulsos de corriente eléctrica, generados por células ciliares excitables sensibles al movimiento mecánico de los otolitos con la endolinfa, que son capaces de detectar la posición estática de la cabeza, la aceleración lineal, las fuerzas gravitacionales y la inclinación de la cabeza. Además de esta información, el laberinto cinético auxiliado por los conductos semicirculares proporciona información bioeléctrica sobre la aceleración angular y la rotación de la cabeza en el plano horizontal, vertical y lateral. Los impulsos de corriente eléctrica son enviados a través del nervio vestibulo coclear a los núcleos vestibulares alojados en el tronco encefálico, donde son procesados centralmente (33–35).

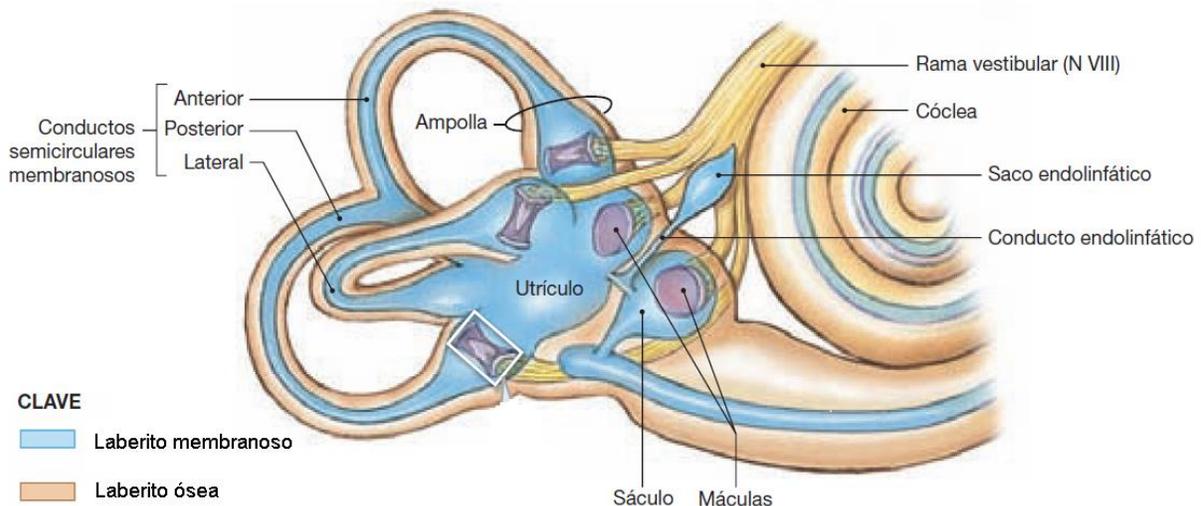


Fig. 2 Anatomía del oído interno. Modificado de (29).

En los adultos mayores, se ha reportado reducción de células ciliares excitables, generando latencia y reducción de la amplitud de las señales bioeléctricas que se envían a través del nervio vestibulococlear y que provocan una deficiencia del funcionamiento del sistema

vestibular. Así también, se ha reportado pérdida neuronal en los núcleos vestibulares y el cerebelo como resultado del envejecimiento, lo cual afecta directamente en la capacidad de equilibrio de los adultos mayores (36). De igual manera, se ha sugerido que las alteraciones del reflejo vestíbulo ocular y del reflejo vestíbulo espinal generan discapacidad en los adultos mayores ante los cambios posturales, movimientos de la cabeza o corporales e incluso en la marcha (30).

Las alteraciones del sistema vestibular pueden manifestarse de manera aguda o en forma insidiosa y crónica. En el adulto mayor, las principales patologías del sistema vestibular que afectan la capacidad de equilibrio son: vértigo postural paroxístico benigno y el síndrome vestibular crónico del adulto mayor. El impacto de las alteraciones del sistema vestibular en los adultos mayores se relaciona con accidentes que derivan en caídas (38).

Sistema somatosensorial

El sistema somatosensorial es el encargado de transformar los estímulos mecánicos generados en la superficie corporal y estructuras profundas del cuerpo (a través de sus cuatro modalidades: térmica, dolorosa, táctil y propioceptiva, esta dos últimas de importancia para el equilibrio) en señales electroquímicas procedentes de potenciales de acción que son enviadas al sistema nervioso central, donde se procesan para permitir al humano realizar actividades cotidianas, como caminar, moverse o mantener el equilibrio (39–41).

El sistema somatosensorial cuenta con receptores especializados (mecanorreceptores) relacionadas con tres sensaciones perceptivas en la piel, tendones, músculos y articulaciones. La primera sensación perceptiva se conoce como exteroceptiva, la cual ayuda a proporcionar señales electroquímicas procedentes de información del medio exterior generada a través del contacto con la piel. Por otra parte, la sensación propioceptiva con la ayuda de los mecanorreceptores ubicados en los músculos y tendones convierte la información mecánica en potenciales de acción relacionados con el movimiento, la posición del cuerpo y sus extremidades. Por último, la percepción interoceptiva ayuda a monitorizar el estado del interior del cuerpo, por ejemplo, mediante los mecanorreceptores en el intestino y vejiga, se detecta la distensión de las fibras musculares en estas estructuras (27,40).

La información electroquímica de los potenciales de acción generados en los distintos mecanorreceptores por las sensaciones perceptivas es procesada de manera progresiva y jerárquica en diferentes niveles, que se aprecian en la Fig. 3 hasta llegar a la corteza somatosensorial primaria (40).

El sistema somatosensorial también sufre cambios relacionados con el envejecimiento. Se han reportado cambios estructurales y funcionales en los mecanorreceptores, fibras musculares y fibras mielinizadas de las neuronas del sistema somatosensorial; pérdida de la función fisiológica de grandes fibras mielinizadas y sus mecanorreceptores asociados, así

como disminución en la conducción sensorial de las fibras nerviosas. De manera clínica, el resultado del deterioro de la función del sistema somatosensorial se relaciona con insensibilidad a la estimulación cutánea y pérdida del tacto discriminatorio que aquejan mayormente a miembros inferiores, lo que conlleva a la disfunción del equilibrio y riesgo de caída (42).

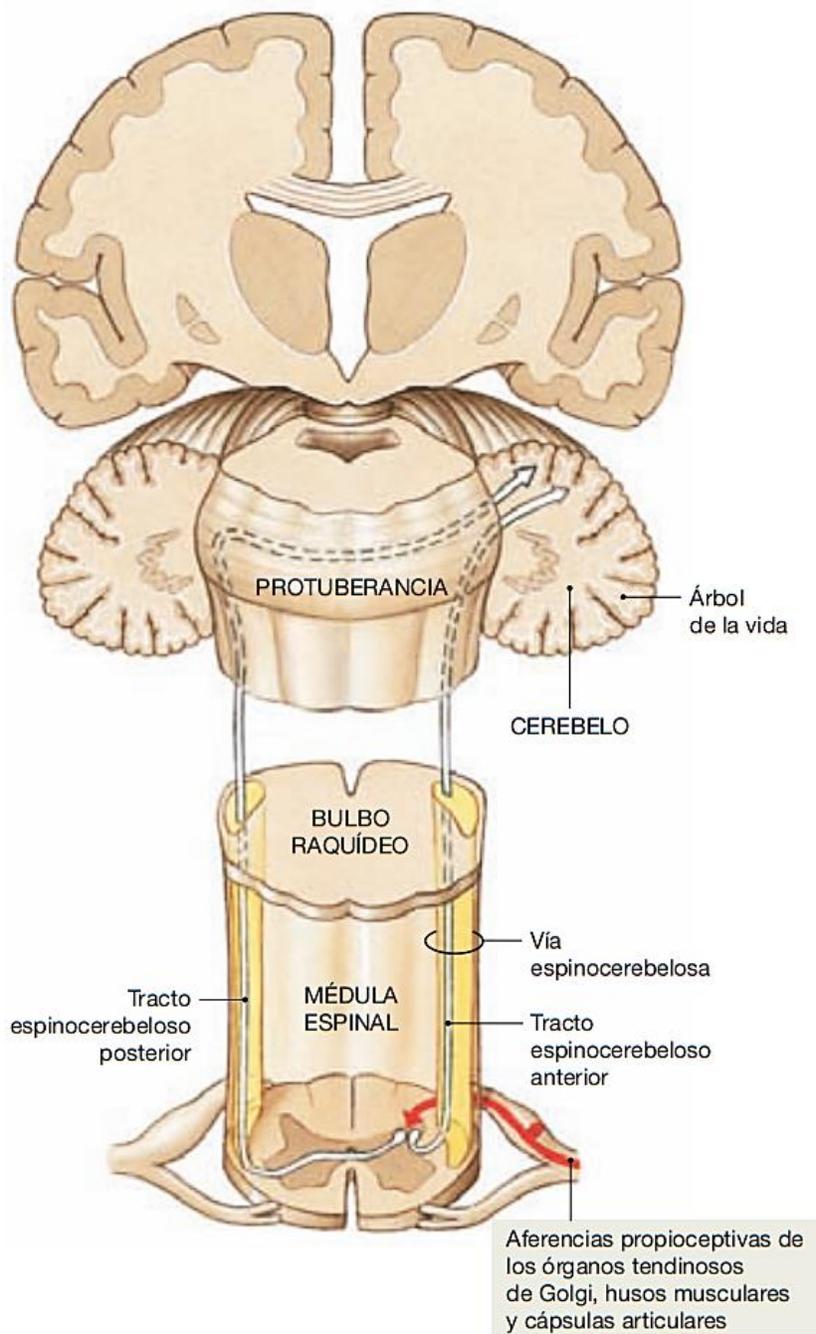


Fig. 3 Representación de las vías del sistema somatosensorial ascendentes. Tomado de (43).

Sistema nervioso y su relación con el sistema musculo esquelético

En el sistema nervioso, cuando la información electroquímica procedente de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial llega a las distintas cortezas primarias (por las vías explicadas anteriormente), se vuelve a procesar en áreas de asociación y de integración multimodal mostradas en la Fig. 4 (44,45).

Áreas motoras:

Corteza motora primaria
Corteza premotora
Campo ocular frontal
Área de Broca
Corteza prefrontal

Surco central

Áreas sensoriales y áreas de asociación:

Corteza somatosensorial primaria
Corteza de asociación somatosensorial
Corteza gustativa
Área de Wernicke
Corteza visual primaria
Área de asociación visual
Área de asociación auditiva
Corteza auditiva primaria



Fig. 4 Esquema que muestra una vista lateral del hemisferio lateral izquierdo donde se muestra las áreas de asociación, áreas de asociación multimodal y las cortezas primarias. Modificado de (46).

A diferencia del procesamiento de señales electroquímicas procedentes de las entradas sensoriales, el procesamiento cortical de las funciones motoras se realiza en regiones del lóbulo frontal y áreas prefrontales, en las que se incluyen el área motora suplementaria responsable de la planificación y coordinación de movimiento, y la corteza premotora que ayuda a controlar los músculos centrales para el equilibrio dinámico (44).

La corteza motora primaria se ubica en el giro precentral del lóbulo frontal; es de aquí de donde las células de Betz realizan sinapsis con neuronas motoras inferiores ubicadas en la médula espinal o el trocero del cerebro, para ello se conocen dos vías descendentes, el tracto corticoespinal y el tracto corticobulbar, ambas vías descendentes son responsables de los movimientos voluntarios de los músculos esqueléticos (44).

El tracto corticoespinal desciende de la corteza a través de la materia blanca profunda del cerebro, el cerebro medio y la médula, formándose las diferentes estructuras anatómicas mostradas en la Fig. 5. El tracto corticoespinal lateral es responsable de controlar los músculos de los brazos y de las piernas, y el tracto corticoespinal anterior, permite coordinar los músculos posturales, inhibir los músculos antagonistas y controlar los músculos sinérgicos (44,47). Por otra parte, además de las fibras corticoespinales, existen otro tipo de conexiones entre el cerebro y la médula espinal que reciben el nombre de sistema extrapiramidal, donde el tracto tectoespinal participa en los movimientos posturales. El tracto reticuloespinal influye en el control de los músculos del tronco y de las extremidades proximales relacionados con la postura y la locomoción. Asimismo, el tracto vestibuloespinal conecta los núcleos del tallo cerebral del sistema vestibular con la médula espinal, lo que permite que la postura, el movimiento y el equilibrio se modulen con base en la información electroquímica proporcionada por el sistema vestibular (43,44).

Entonces, el movimiento de los músculos se realiza por complejas interacciones generadas por la información perceptiva de los mecanorreceptores que viajan ascendentemente a través de las diferentes vías mencionadas anteriormente, de ahí la información electroquímica es procesada a niveles superiores generando una retroalimentación que es enviada de nuevo a los músculos por las vías descendentes corticales y extrapiramidales generando así un ciclo de accionamiento y retroalimentación, en este ciclo las fibras corticoespinales tienen ramas que se proyectan al cerebelo, donde los conflictos entre los potenciales de acción motores enviados por el cerebro y la información mecanorreceptora de la posición corporal, hacen que el cerebelo estimule el núcleo rojo, donde se envían comandos correctivos en forma de potenciales de acción a la médula espinal a lo largo del tracto rubroespinal, complementando a los tractos corticoespinales, vías extrapiramidales en el movimiento y control de la postura (44).

Las afecciones en el sistema nervioso más comunes en el envejecimiento y que tienen repercusiones en el equilibrio son: la disfunción cerebelosa o degeneración, delirio, demencia, esclerosis múltiple, mielopatía, hidrocefalia de presión normal, enfermedad de Parkinson, insuficiencia vertebrobasilar y trastornos vestibulares. Además, se ha reportado que los trastornos en la etapa adulta que afectan al sistema musculoesquelético y su relación con el equilibrio son: espondilosis cervical, gota, estenosis espinal lumbar, atrofia muscular, osteoartritis, osteoporosis y condiciones podiátricas (48).

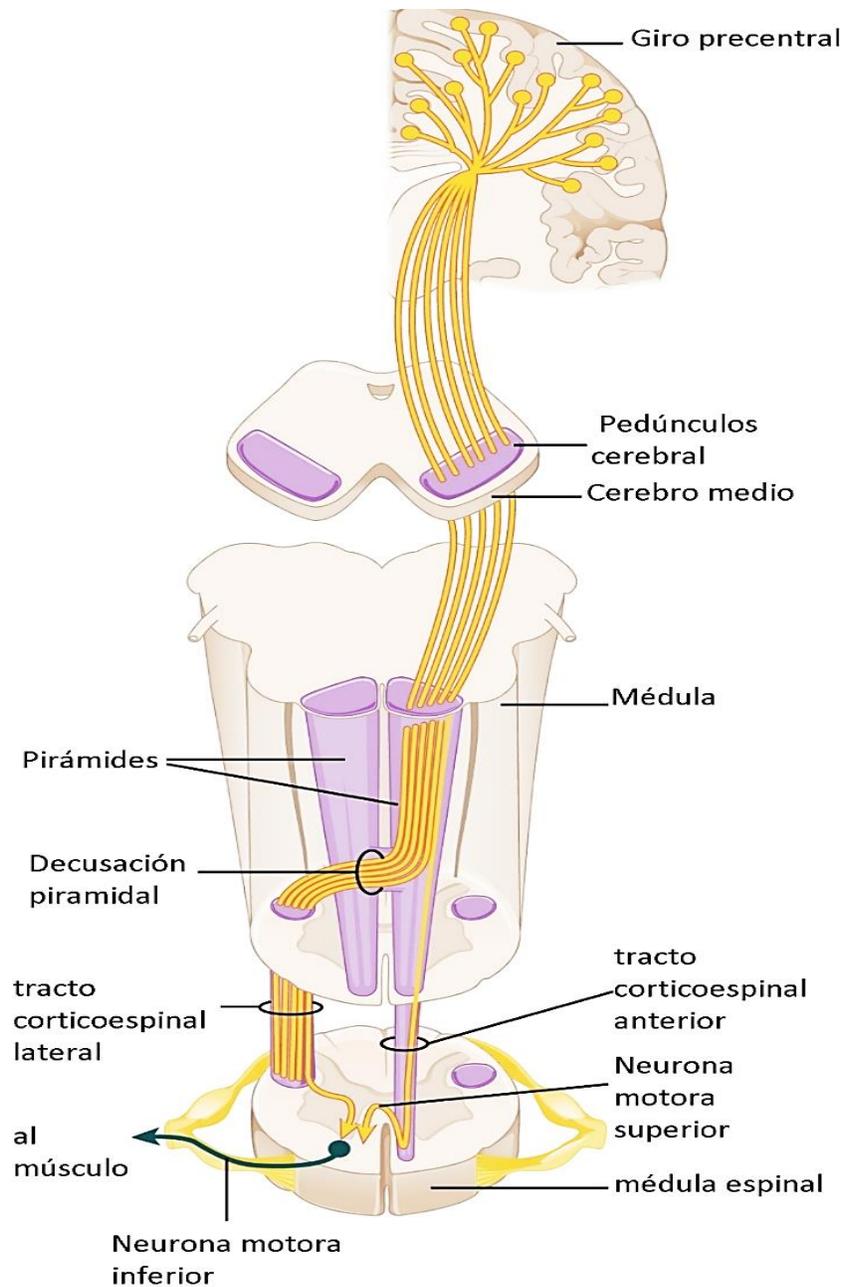


Fig. 5 Vías corticales descendentes. Modificado de (44).

1.2 Parámetros que describen el control postural estático

De manera clínica, el control postural se ha descrito cuantitativamente mediante mediciones indirectas del centro de masa y directas del centro de presión, sin embargo, el centro de presión tiene un uso más frecuente en las investigaciones científicas (49) debido a la facilidad en la adquisición de señales, computo e interpretación en comparación con el centro de masa (50).

Aunque algunos autores se refieren a los términos de centro de presión y centro de masa de manera indistinta, en este documento se consideró importante definirlos y utilizarlos de forma independiente (49).

Centro de masa

En la postura estática, el centro de masa (CoM, por sus siglas en inglés) es un punto promedio ponderado equivalente a la masa corporal total del cuerpo con respecto de un sistema de referencia global, en el que se toma en cuenta la posición de cada una de las partículas de la masa con respecto a los ejes de referencia en un espacio 3D (51,52). En los humanos se encuentra ubicado aproximadamente a la altura de L5, aunque cabe destacar que su ubicación depende de las características físicas del sujeto (52).

La proyección vertical del CoM sobre el suelo se denomina centro de gravedad (CoG, por sus siglas en inglés) (51).

Centro de presión

En la postura estática, el centro de presión (CoP, por sus siglas en inglés) representa el promedio ponderado de la presión corporal total en relación con la superficie de contacto (51). Además, el CoP puede reflejar información de la cantidad de torque aplicado por los músculos sobre la superficie de contacto para controlar las aceleraciones de la masa corporal (49) En la Fig. 6 se puede observar el CoP de una persona balanceándose en el plano anteroposterior.

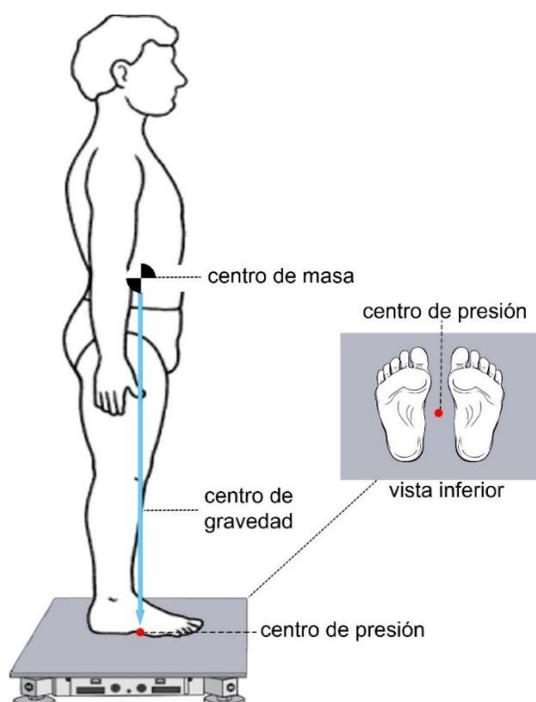


Fig. 6 . Representación gráfica de un sujeto en bipedestación sobre una plataforma de fuerza. Mostrando el centro de gravedad, centro de presión y centro de gravedad.

VARIABLES DEL CENTRO DE PRESIÓN

Cuando se mide el desplazamiento del CoP respecto a una serie de tiempo de manera “cruda”, es decir, sin ningún procesamiento de la señal, es necesario procesarla, y para ello existen dos grupos de datos obtenidos a partir del CoP. Al primer grupo se le conoce como variables estructurales, que descomponen a los patrones del equilibrio en subunidades y los correlacionan con el proceso de control motor mediante análisis no lineales, mientras que el segundo grupo corresponde a las variables globales, que utilizan métodos de análisis de tiempo y frecuencia para caracterizar la información del CoP, como son las de amplitud del desplazamiento, longitud de trayecto, desviación estándar, raíz cuadrada media y el área de elipse del 95%, frecuencia de red del 80 al 95%, distribución de bandas de frecuencia, media, mediana y centroide de frecuencias (53).

1.3 Pérdida del equilibrio postural con la edad

Se han reportado en la literatura diversos trabajos sobre la disminución de la capacidad de equilibrio en relación con el envejecimiento, por ejemplo, el meta-análisis publicado por Roman-Liu en el 2018 (17), se centró en una muestra de jóvenes (18-35 años) y ancianos (65 años), en donde el autor construyó su revisión a partir de información de las bases de datos PubMed, ScienceDirect, ProQuest, SpringerOpen, Cochrane Library y Web of Science y Scopus, de publicaciones del año 1980 hasta 2016 enfocadas al estudio del equilibrio estático. En los trabajos consultados, el CoP fue caracterizado mediante plataformas de fuerza (en pruebas con ojos cerrados y abiertos) a fin de investigar la relación del equilibrio con la edad de forma cuantitativa. Se concluyó, mediante un análisis estadístico de comparación de medias, que existe una disminución del control del equilibrio relacionada con el envejecimiento, donde dicha disminución puede ser caracterizada mediante desplazamiento del CoP en el plano anteroposterior, el desplazamiento del CoP en el plano medio lateral, la velocidad del desplazamiento del CoP en el plano anteroposterior y la velocidad del desplazamiento del CoP en el plano medio lateral. Asimismo, se han reportado que en los adultos mayores que sufren de caídas frecuentes con respecto a los que no, tienen un aumento significativo de la longitud y la velocidad de desplazamiento del CoP, junto con un mayor desplazamiento medio-lateral del CoP en posición bípeda de base estrecha con ojos abiertos o cerrados (54).

Por otra parte, en el trabajo de Abrahamová D. en el 2008 (15), se estudió la relación que existe entre la edad y el control postural para mantener el equilibrio, mediante la evaluación del desplazamiento del CoP con una plataforma de fuerza, en cuatro condiciones diferentes, ojos abiertos y ojos cerrados sobre una superficie firme, y para las últimas dos condiciones ojos abiertos y ojos cerrados sobre una superficie suave. En este estudio participaron 81 personas sanas, las cuales se dividieron en tres grupos, jóvenes (20-40 años), edad media (40-60 años) y adultos mayores (60-82 años). El estudio demostró que existe un aumento

gradual en los valores del desplazamiento, velocidad y raíz media cuadrada del CoP en el grupo de adultos mayores con respecto de los grupos de edades inferiores. Además, los autores sugieren que la raíz cuadrada media del estatocinesiógrama (definido en el apartado 1.5 Herramientas para evaluar el equilibrio más adelante) es la medida más útil para distinguir inestabilidad postural relacionada con el envejecimiento vs trastornos patológicos en el control postural humano cuando se realiza la prueba con ojos cerrados sobre una superficie suave.

1.4 Riesgo de caída en adultos mayores

Las alteraciones del equilibrio en el adulto mayor se manifiestan en la incapacidad o limitación para desarrollar actividades de la vida diaria, tales como inclinarse, subir y bajar escaleras, caminar, mantener la bipedestación o responder de manera adecuada ante perturbaciones externas que modifican la postura. Además, la probabilidad de acumular problemas médicos y sus medicamentos asociados aumentan el riesgo de caída (54,55), donde se entiende por caída, al acontecimiento involuntario que hace perder el equilibrio y dar con el cuerpo en tierra u otra superficie firme que lo detenga (1). Las caídas se pueden describir mediante 3 fases. La primera se asocia con un evento iniciador que desplaza el CoM más allá de su posición habitual de soporte, en donde pueden participar factores extrínsecos e intrínsecos y/o actividades físicas en curso al momento de la caída. En la segunda fase, se presenta un fallo en los sistemas fisiológicos que controlan el equilibrio, estas fallas generalmente se asocian a factores intrínsecos. El impacto del cuerpo sobre una superficie corresponde a la tercera fase, aquí las afecciones están dadas por la magnitud y dirección de las fuerzas y la susceptibilidad de los tejidos y órganos al daño (56).

En este sentido, las caídas surgen como resultado de una compleja interacción de múltiples factores de riesgo, destacándose los riesgos biológicos, conductuales, ambientales y socioeconómicos (18).

Los factores biológicos abarcan características que pertenecen al cuerpo humano, donde influye la edad, género, cambios relacionados con el envejecimiento, patologías, capacidades físicas, cognitivas y afectivas (18,56).

Los factores de riesgo conductuales son aquellos relacionados con las acciones humanas, como las emociones o las elecciones diarias. Ejemplos de estos son: la ingesta de múltiples medicamentos (psicotrópicos, diuréticos, antihipertensivos, anti parkinsonianos, hipnóticos-ansiolíticos) (2,18,54,56), el consumo excesivo de alcohol o el comportamiento sedentario (18).

Por otra parte, los factores ambientales incluyen la interacción de las condiciones físicas de los individuos y el entorno que los rodea. Estos factores no son por sí mismos la causa de las caídas, sino la interacción entre otros factores y su exposición a los factores ambientales

pueden condicionar un mayor riesgo de caída (18). Los factores ambientales pueden incluir las condiciones físicas de la vivienda (suelos, iluminación, escaleras, mascotas, tipo de muebles), calles, lugares públicos, medios de transporte, etcétera (56,57).

Los factores de riesgo socioeconómicos son aquellos relacionados con las condiciones sociales, el estatus económico de los individuos y la comunidad. Dichos factores suelen presentarse en forma de bajos ingresos, baja educación, vivienda inadecuada, falta de interacción social, falta de recursos comunitarios o acceso limitado a la atención médica y social, especialmente en áreas remotas (18).

De manera general, los adultos mayores tienen una probabilidad anual de caída del 27%, asimismo, los que han reportado caídas en el último año son más propensos a volver a caer, al igual que aquellos en los que se han detectado clínicamente anomalías de marcha o equilibrio(18,55). De modo que, en presencia de cualquiera de estos factores, el riesgo de caída incrementa hasta un 50%; por lo que se sugiere evaluar al adulto mayor de manera frecuente (55). La detección oportuna del problema conlleva a intervenciones que incluyen planes de ejercicio y nutrición, los cuales además de reducir la posibilidad de caída, impactan positivamente en el nivel de calidad de vida. Los métodos actuales de diagnóstico son mediante la aplicación de instrumentos clínicos y uso de tecnología (18).

1.5 Herramientas para evaluar el equilibrio

Escalas clínicas para la evaluación del equilibrio

Las evaluaciones clínicas del equilibrio humano son pruebas estandarizadas, que consisten en que un participante realice diferentes tareas que son evaluadas por expertos en el área, los cuales asignan puntuaciones sobre una escala cualitativa predefinida (58). Las evaluaciones clínicas especializadas de uso común para evaluar el equilibrio se muestran en la Tabla 1.

Actualmente, las escalas clínicas se pueden implementar de forma relativamente sencilla en la práctica clínica y son aceptables como herramientas de evaluación (59), No obstante, un meta-análisis publicado en el 2017 (60) relacionado con el estudio de la validez predictiva de 26 escalas clínicas de evaluación del riesgo de caídas en adultos mayores, concluyó que estas herramientas arrojan resultados cuestionables, debido a que no son capaces de predecir los casos de caída con suficiente precisión. Además, se sugirió que, si se sospecha de alto riesgo de caídas, se deben utilizar diversas herramientas de evaluación que tengan características distintivas y realizar múltiples evaluaciones del riesgo de caídas con el fin de aumentar la precisión predictiva. Asimismo, estas escalas clínicas no son equivalentes entre sí y deben seleccionarse de acuerdo con la experiencia y el contexto clínico. Es importante mencionar que las escalas clínicas son susceptibles de sesgo debido a que las evaluaciones son completamente subjetivas y dependen de la experiencia y capacidad del evaluador (3).

Tabla 1 Evaluaciones clínicas especializadas de uso común para evaluar el equilibrio (3,58,61)

| Escala Clínica | Ventaja | Desventaja |
|---|--|---|
| <p>Prueba de Romberg El examinador observa la estabilidad del paciente (grado de oscilación y la dirección de cadera y rodillas) cuando el participante se encuentra en posición de Romberg (bipedestación con los pies juntos, los brazos suspendidos (40,44) con ojos abiertos y posterior cerrados). Se considera que la prueba es positiva si se presenta un desbalance o si la oscilación empeora significativamente con el cierre de los ojos.</p> | <ul style="list-style-type: none"> Alta confiabilidad inter-operador (98% acuerdo). Buena especificidad (96% de los que no cayeron fueron clasificados correctamente). | <ul style="list-style-type: none"> 15 minutos para realizarla. Baja sensibilidad (solo 53% de los caídos fueron identificados). Sin identificación del tipo de problema de equilibrio. Sin equilibrio dinámico durante la marcha. |
| <p>Escala de equilibrio funcional de Berg (BBS) Los médicos califican las actividades funcionales de 14 <i>ítems</i> que incluyen sentarse, pararse y transiciones posturales. Los <i>ítems</i> son puntuados de 0 a 4, con una puntuación total máxima de 56. Una puntuación menor de 45 se asocia con un mayor riesgo de caídas.</p> | <ul style="list-style-type: none"> Alta confiabilidad inter-operador (98% acuerdo). Buena especificidad (96% de los que no cayeron fueron clasificados correctamente). | <ul style="list-style-type: none"> 15 minutos para realizarla. Baja sensibilidad (solo 53% de los caídos fueron identificados). Sin identificación del tipo de problema de equilibrio. Sin evaluación del equilibrio dinámico durante la marcha |
| <p>Evaluación de la marcha y el equilibrio de Tinetti Los médicos califican una prueba de equilibrio de 14 <i>ítems</i> y una prueba de marcha de 10 <i>ítems</i>. La escala predice a las personas mayores que se caerán al menos una vez durante el año siguiente. La puntuación máxima es 40. Las personas que puntúan menos de 36 tienen mayor riesgo de sufrir caídas.</p> | <ul style="list-style-type: none"> Buena confiabilidad inter-operador (85% acuerdo). Buena sensibilidad (93% de se identificaron a los que cayeron). | <ul style="list-style-type: none"> 20 minutos para realizarla. Poca especificidad (solo 11% de los que no cayeron fueron identificados). Sin identificación del tipo de problema de equilibrio |
| <p>Timed up and go (TUG) Se utiliza un cronómetro para medir la duración de la tarea funcional realizada a un ritmo cómodo: desde sentarse en una silla, ponerse de pie, caminar 3 metros, darse la vuelta, caminar hacia atrás y sentarse. Los participantes que tardan más de 13,5 segundos en completar el Timed up and go tienen un mayor riesgo de caídas.</p> | <ul style="list-style-type: none"> Solo 3 minutos para realizarla. Ampliamente utilizado. Excelente confiabilidad en test-retest e inter-operador. Puede predecir caídas. Correlacionado con la escala de equilibrio de Berg. | <ul style="list-style-type: none"> Poca robustez, solo 1 tarea funcional. Sin identificación del tipo de problema de equilibrio. |
| <p>Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC) Cuestionario de 16 <i>ítems</i> en el que los encuestados valoran su confianza en que pueden mantener el equilibrio en el curso de sus actividades diarias. Los elementos se clasifican del 0% (sin confianza) al 100% (total confianza) y se promedian.</p> | <ul style="list-style-type: none"> Se relaciona con las actividades que los sujetos realmente realizan. Buena confiabilidad <i>test-retest</i>. | <ul style="list-style-type: none"> 15 minutos para realizarla. No objetiva. Sin identificación del tipo de problema de equilibrio. No relacionado con caídas. |

| | | |
|--|--|---|
| <p style="text-align: center;">Balance Evaluation Systems Test (BESTest)</p> <p>Consta de 36 elementos, agrupados en 6 sistemas: "Restricciones biomecánicas", "Límites de estabilidad / verticalidad", "Ajustes posturales anticipatorios", "Respuestas posturales", "Orientación sensorial" y "Estabilidad en la marcha". Cada elemento se puntúa en una escala ordinal de 4 niveles. cero para el peor rendimiento y tres para el mejor rendimiento.</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Determina las causas subyacentes de los déficits de equilibrio, centrándose en los sistemas. • Enfoca el tratamiento en función de diferentes tipos de problemas de equilibrio. • Buena confiabilidad inter-operador. • La correlación con la escala ABC. | <ul style="list-style-type: none"> • 30 minutos para realizarla • No hay estudios de riesgo de caídas. • Se necesita equipo. |
|--|--|---|

Estabilometría

La estabilometría es un método utilizado para medir el equilibrio estático de manera cuantitativa. En este procedimiento se cuantifican las oscilaciones del CoP en el plano anteroposterior y medio lateral, cuando el sujeto permanece de pie en postura de Romberg sobre una plataforma de fuerza. Generalmente, se realizan dos evaluaciones, una con los ojos abiertos y posteriormente con los ojos cerrados. Los sensores albergados en un sistema de plataforma transforman las oscilaciones mecánicas generadas por el CoP en señales eléctricas, que son amplificadas y almacenadas electrónicamente para su posterior análisis (62–64). En la Fig. 7 se muestra un ejemplo de la evaluación del equilibrio unipodal en un adulto mayor con una plataforma de fuerza.

Las señales de oscilación del CoP son interpretadas mediante gráficos que comparan una serie de tiempo vs amplitudes, de tal manera que existen dos gráficos resultantes. El primero se le conoce como estabilograma y representa los trazos de desplazamiento del CoP con respecto al plano medio lateral en función del tiempo o bien los desplazamientos en el plano anteroposterior en función del tiempo, como se muestran en la Fig. 8. El segundo gráfico es el estatocinesiograma, el cual grafica el desplazamiento del CoP en el plano anteroposterior vs el desplazamiento del CoP en el plano medio lateral en función del tiempo (65,66). La Fig. 9 muestra estatocinesiogramas para diferentes grupos de edades.

Los resultados de la estabilometría se expresan utilizando indicadores (variables globales y variables estructurales). Se conoce que a mayor desplazamiento del CoP decrece la estabilidad corporal, por lo cual, de manera general un valor alto en los indicadores significa una estabilidad deficiente, sin embargo, existen otros indicadores que usan un porcentaje de 1-100% donde el 100% es un valor óptimo (67), por ejemplo, el "puntaje de equilibrio", el cual es un valor obtenido a partir de pruebas de equilibrio sobre una plataforma de fuerza que cuantifica los ángulos de balanceos obtenidos en distintas pruebas, posteriormente la diferencia entre los ángulos obtenidos en dichas pruebas se normaliza a 100, obteniéndose un puntaje de equilibrio de 0 a 100 (68).



Fig. 7 Imagen de evaluación del equilibrio unipodal en un adulto mayor con una plataforma de fuerza comercial modelo BIOMECH400 Tomado de (46).

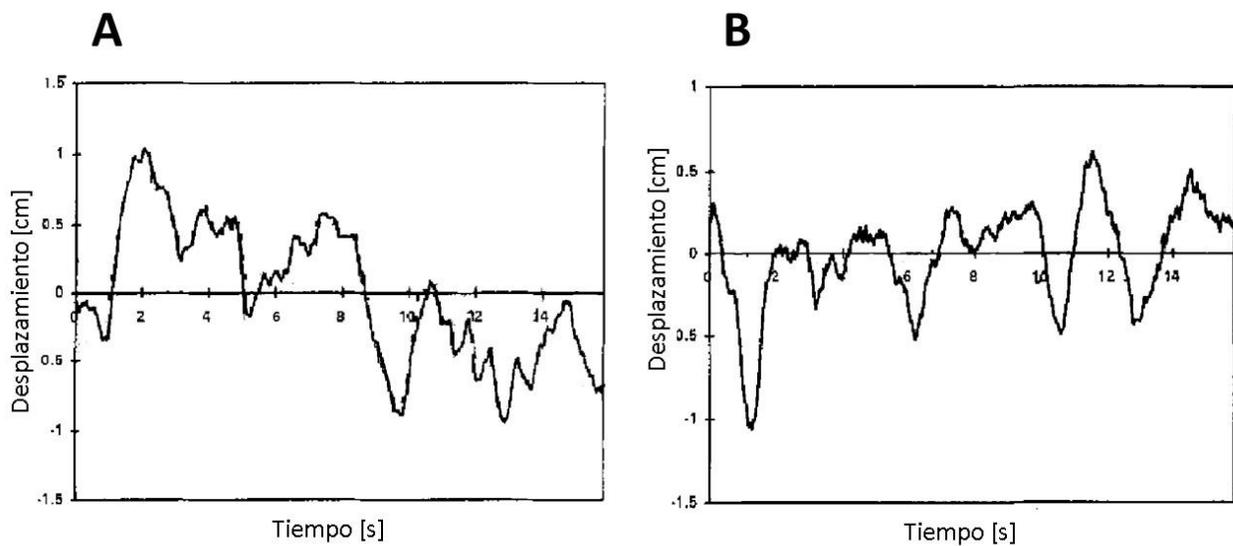


Fig. 8 A) Ejemplo de un estabilograma, donde los trazos negros corresponden al desplazamiento del CoP en el plano medio lateral. B) Ejemplo de un estabilograma, donde los trazos negros corresponden al desplazamiento del CoP en el plano anteroposterior. Modificado de (26).

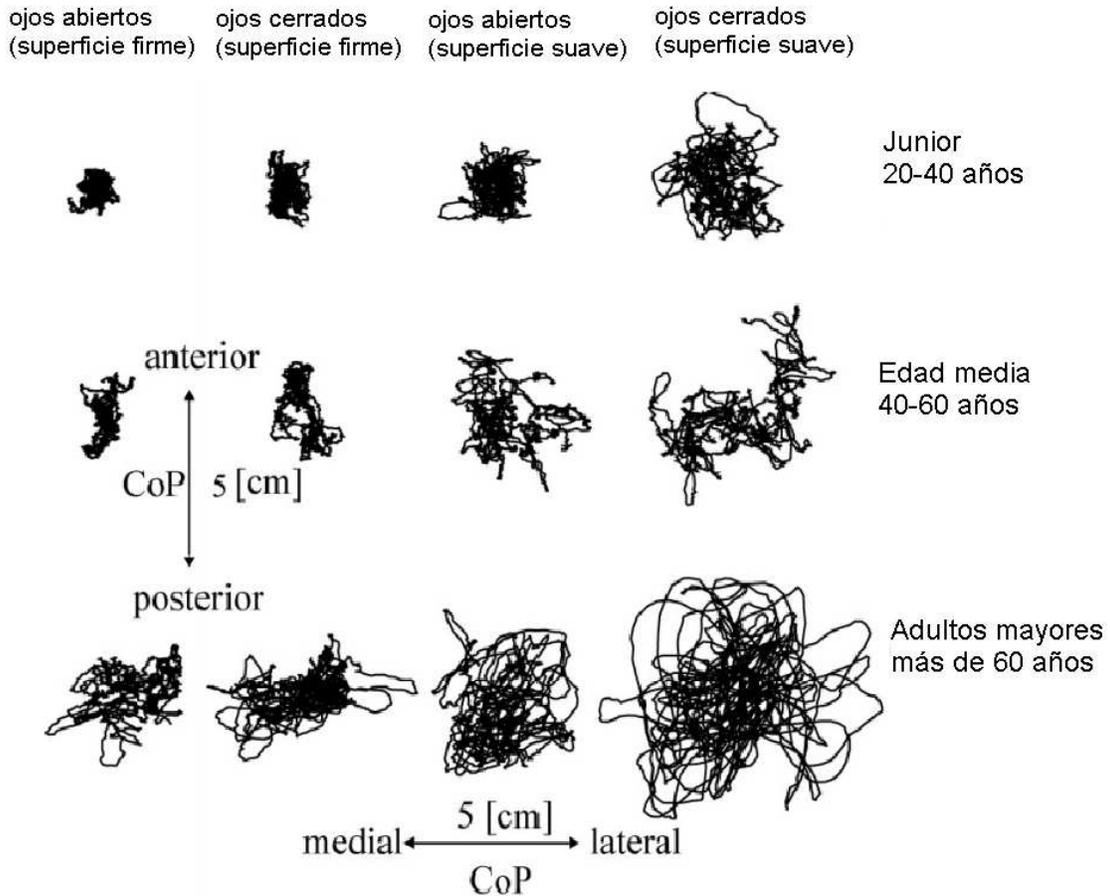


Fig. 9 Ejemplo de un estatocinesiograma en cuatro condiciones probadas para sujetos de tres categorías de edad. El aumento del desplazamiento con la edad del CoP es evidente en cada condición. Modificado de (30).

Dentro de las tecnologías disponibles para evaluar el equilibrio, las plataformas de fuerza, además de ser las más empleadas, se consideran el estándar de oro(53). Las plataformas de fuerza se pueden dividir en dos grupos, el primero de ellos es capaz de medir únicamente el componente vertical de la fuerza de reacción sobre la plataforma, debido a la limitación de su sensor (celdas de carga mono axiales), mientras que el segundo grupo es capaz de medir las fuerzas de reacción del suelo y los momentos de fuerza que actúan sobre la plataforma en tres ejes respectivamente, debido al uso de sensores piezoeléctricos o celdas de carga multiaxiales. En ambos grupos puede existir una variante en las plataformas, la cual incluye movimiento para medir el equilibrio dinámico en relación con perturbaciones (53).

Dada la complejidad de uso y configuración, baja accesibilidad, limitada portabilidad y los costos de las plataformas de fuerza (aproximadamente \$100,000.00 MXN para un sistema mínimo), nuevas investigaciones están centradas en buscar alternativas utilizando la Wii Balance Board (WBB) (4) (que se muestra en la Fig. 10). La WBB es un sistema diseñado para el ámbito de los videojuegos que se ha introducido en el campo de la neurorrehabilitación

para la evaluación y entrenamiento del equilibrio, sin embargo, una de sus principales limitaciones es la frecuencia de muestreo variable, lo cual demerita la calidad de señal y hace necesario ocupar técnicas de submuestreo o interpolación (4,6).

El funcionamiento de la WBB para la evaluación del equilibrio es muy similar a la de una plataforma de fuerza, pues cuando un sujeto se pone de pie sobre su superficie, la WBB es capaz de medir el CoP en los planos medio lateral y anteroposterior mediante 4 sensores ubicados en cada esquina del dispositivo. Posteriormente, estos datos se procesan mediante un software personalizado o bien utilizan el sistema de la consola Wii (4), como se demostró en el trabajo presentado en el 2014 (6), en el cual se resaltaron las características de portabilidad y disponibilidad del recurso que presenta la WBB.

Otro estudio se enfocó en validar la WBB para la evaluación del equilibrio en comparación con una plataforma de fuerzas comercial, en el que participaron 25 individuos sanos. Se evaluó el equilibrio de cada uno de ellos en 3 posiciones diferentes (posición de Romberg con ojos abiertos y ojos cerrados, y posición unipodal) durante 60 segundos para cada posición. Se realizaron las evaluaciones del equilibrio con ambos dispositivos. Posteriormente, se ejecutó un análisis estadístico de los datos obtenidos con ambos dispositivos, en el que se reportó que no existe diferencia significativa entre los parámetros calculados del CoP de la WBB con respecto de la plataforma de fuerza comercial, lo que indica que la WBB representa una alternativa válida a las plataformas de fuerza comerciales (7).

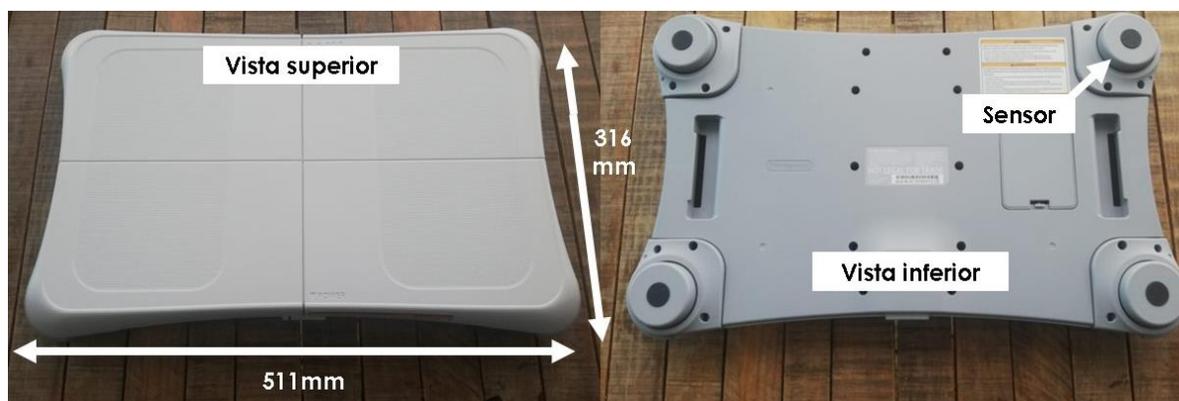


Fig. 10 Fotografía del Wii balance Board.

Por otra parte, se realizaron comparaciones objetivas entre la WBB y una plataforma de fuerza de grado laboratorio, pero a diferencia del estudio anterior, la evaluación del CoP se hizo simultáneamente en ambos dispositivos. Se utilizó un sistema mecánico de péndulo invertido (SMPI) permitiendo tener un ambiente totalmente controlado de la influencia postural. El estudio consistió en 9 ensayos de 30 segundos cada uno, para probar diferentes ángulos de desplazamiento y frecuencias de oscilación del SMPI medidos por la WBB y la plataforma de fuerza para el plano medio lateral y anteroposterior respectivamente. Los datos obtenidos de amplitudes y frecuencias por la WBB se compararon respecto a la

plataforma de fuerza. Se realizaron 9 ensayos más como los descritos anteriormente, pero se sustituyó la plataforma de fuerza por 12 WBB con el fin de determinar diferencias en las mediciones entre las WBB, y para los cuales se demostró que existe baja variabilidad. Se concluyó que la WBB (aun debidamente calibrada) no es capaz de sustituir a una plataforma de grado laboratorio y debe utilizarse solo cuando se exija una precisión baja (0.5-2 mm) en la medición del desplazamiento del CoP (8). Sin embargo, es importante mencionar que la WBB es capaz de detectar desplazamientos superiores a 10 mm, lo que le podría permitir diferenciar entre poblaciones sanas y poblaciones con equilibrio deteriorado (8,69). Se ha mencionado que existe un aumento en los desplazamientos del CoP en los planos medio lateral y anteroposterior en personas con patologías posturales en comparación a personas sanas, como lo indicó un estudio realizado a 120 personas de 60 a 85 años, donde se incluyó un grupo control de 60 sujetos sanos, otro grupo de 48 pacientes con enfermedades vestibulares periféricas (30 se consideraron descompensados y 18 compensados) y un grupo con 12 pacientes con trastornos del equilibrio de origen central, a los cuales se les cuantificó el control de la postura en posición de Romberg para ojos cerrados y ojos abiertos mediante un sistema de posturografía NedSVE/IBV. En la Tabla 2 se observa el comportamiento de los desplazamientos del CoP de los distintos grupos (69).

Tabla 2 Valores descriptivos (media \pm desviación estándar) de los resultados posturográficos obtenidos por los grupos estudiados. Modificado de (69).

| | | Grupo control (n=60) | Compensados (n=18) | Descompensados (n=30) | Centrales (n=12) |
|---|---------------------------|----------------------|--------------------|-----------------------|------------------|
| Desplazamiento medio lateral máximo (mm) | Romberg con ojos abiertos | 13.5 \pm 4.82 | 12.83 \pm 3.59 | 17.18 \pm 9.3 | 14.6 \pm 5.31 |
| | Romberg con ojos cerrados | 18.78 \pm 7.19 | 17.79 \pm 6.87 | 24.68 \pm 15.81 | 18.15 \pm 8.15 |
| Desplazamiento anteroposterior máximo (mm) | Romberg con ojos abiertos | 16.42 \pm 5.34 | 16.55 \pm 3.3 | 20.01 \pm 10.4 | 18.42 \pm 5.62 |
| | Romberg con ojos cerrados | 24.07 \pm 8.19 | 25.01 \pm 6.34 | 29.53 \pm 17.8 | 25.52 \pm 8.68 |

La información anterior revela que en las pruebas de estabilometría existe una mayor sensibilidad al balanceo al cerrar los ojos, ocasionando desplazamientos lo suficientemente grande para ser censados por WBB y aunado a las investigaciones de validez recurrente, esto podría sugerir que la WBB es una herramienta prometedora para la evaluación cuantitativa del trastorno del equilibrio en población adulta mayor.

1.6 Dispositivo portátil basado en la WBB para la evaluación del equilibrio

En el año 2020 se presentó un dispositivo electrónico portátil basado en la Wii Balance Board (WBBm) (ver Fig. 11) (11), en la que además de corregir el problema técnico de la frecuencia de muestreo variable (de fábrica), se explica la metodología para la integración de un dispositivo embebido, capaz de calcular diferentes parámetros a partir del CoP sin necesidad de un periférico extra como en el caso de las plataformas de fuerzas. Este trabajo incluyó una muestra de 20 adultos mayores residentes en viviendas comunitarias, que no tuvieran deterioro cognitivo, enfermedades ortopédicas o neurológicas, que fueran capaces de moverse sin dispositivos de asistencia, y que se hubiesen caído menos de tres veces en el último año. A los 20 participantes se les midió el CoP en posición de pie, con brazos cruzados y pegados al pecho, con ojos abiertos y cerrados. Posteriormente, se calcularon 24 variables globales del CoP para cada una de las dos posiciones y se seleccionaron solo 18 variables globales para cada posición, con el motivo de compararlas con las mismas 18 variables globales publicadas en otro estudio (70) que realizó mediciones del CoP en 20 adultos mayores en posición de Romberg para ojos abiertos y cerrados mediante una plataforma de fuerza Kistler 9281A11. El análisis estadístico de diferencia de medias y de equivalencia entre muestras concluyeron que la WBBm es capaz de medir sin diferencia significativa 19 de las 38 variables globales y 12 de 38 eran estadísticamente equivalentes con respecto de la plataforma de fuerza (11). En la Tabla 3 se muestran las características del sistema WBBm (11).

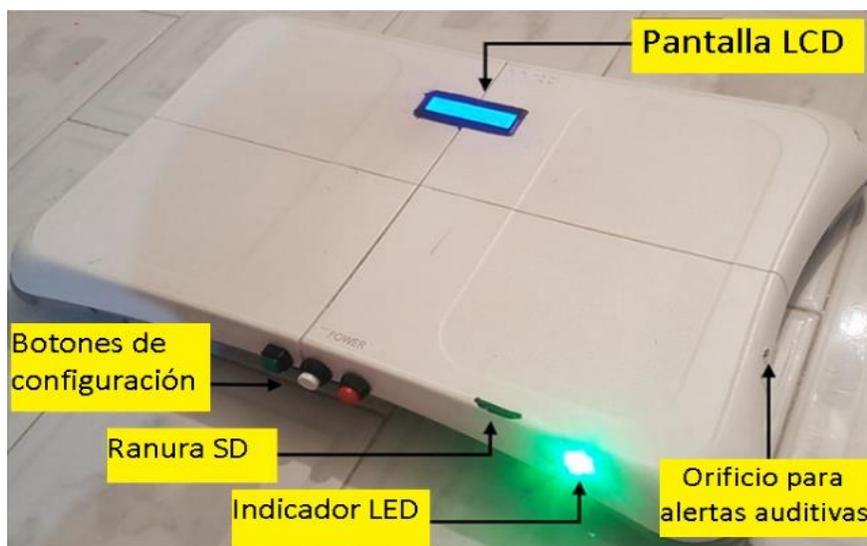


Fig. 11 Fotografía con los principales componentes que utiliza el operador en la WBBm. Modificado de (11).

Tabla 3 Características generales del dispositivo portátil para la medición y evaluación del equilibrio basado en la Wii Balance Board. Modificado de (11).

| Características generales del dispositivo portátil para la medición y evaluación del equilibrio basado en la Wii Balance Board | |
|---|---|
| Peso | 3.5 Kg |
| Dimensiones | 30 cm x 48 cm x 7.9 cm |
| Rango de medida de desplazamiento de CoP | 142.2 mm (Plano medio-lateral) 136.6 mm (Plano anteroposterior) |
| Interfaz de usuario | 3 botones, Pantalla LCD y voz |
| Variables calculadas del CoP | 24 |
| Peso máximo soportado | 150 kg |
| Almacenamiento | Tarjeta MicroSD® de 4GB-64GB |
| Frecuencia de muestreo | 50 Hz |
| Alimentación | 4 baterías AA |
| Consumo de energía en uso | 2 W, 6VCD-350 mA |
| Consumo de energía en reposo | 200 mA |
| Autonomía | 8 horas de en continuo uso (usando baterías de NiMH) |
| Tiempo de una evaluación de equilibrio | 2 minutos |
| Frecuencia de muestreo | 50 Hz |
| Resolución | 1/100 mm |

1.7 Confiabilidad

La confiabilidad es el grado en el que la medición aplicada de manera repetida al mismo participante u objeto produce resultados similares (71). Por lo tanto, se puede decir que un dispositivo es confiable cuando las mediciones realizadas con él generan los mismos resultados (o bien las diferencias entre estas no son estadísticamente significativas), en diferentes momentos, escenarios y poblaciones, si se aplica bajo mismas condiciones (72).

En los dispositivos que tienen la tarea de vincular conceptos abstractos con indicadores numéricos, es decir, medir asignando un valor numérico a un evento, como el caso de la WBBm, se deben cumplir con dos requisitos esenciales, la validez (propiedad de un dispositivo que indica que el resultado obtenido refleja al fenómeno de estudio) y la confiabilidad. Estos dos requisitos tienen el propósito de atenuar la influencia de variables extras y las posibilidades de error, lo cual aumenta las probabilidades de obtener resultados apegados a la realidad (71). En la Fig. 12 se muestra la representación visual y simplificada de la relación entre la confiabilidad y la validez.

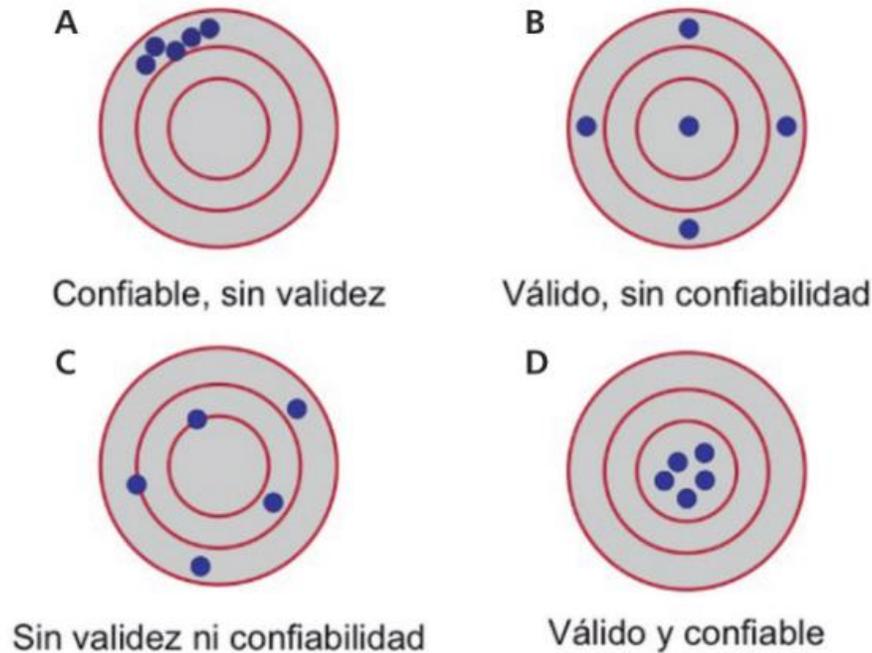


Fig. 12 Posibles escenarios de validez y confiabilidad. A) Todas las mediciones son parecidas, pero se alejan de la realidad. B) Las mediciones captan todo el espectro del fenómeno, pero son muy diferentes entre ellas. C) No se capta todo el fenómeno y las mediciones son muy disímiles entre ellas. D) Todas las mediciones son parecidas y se ajustan a la realidad de lo que se está midiendo. Tomado de (72).

Previamente se demostró estadísticamente que la WBBm posee validez de criterio (10,11), por lo que parte de este trabajo profesional se centra en verificar las estimaciones de confiabilidad intra-instrumento e inter-operador. La primera consiste en mediciones repetidas en un grupo de sujetos con un mismo instrumento de medición y mismo operador (también puede recibir el nombre de *test-retest*); mientras que la prueba de confiabilidad inter-operador es aquella que ocurre cuando dos o más operadores evalúan independientemente a un mismo sujeto de estudio (13,72).

En el área clínica, la validez y confiabilidad son aspectos importantes que deben estar presentes en las herramientas de medición de tipo cuantitativo (14), en gran medida porque existe una mayor demanda por parte de los profesionales de la salud de proporcionar datos objetivos basados en evidencia sobre el evento o patología a estudiar (13).

1.8 Usabilidad

Aunque los dispositivos clínicos tienen cada vez más funcionalidades debido a las crecientes solicitudes de médicos y personal de enfermería, son ellos mismos quienes manifiestan su inconformidad sobre éstos, debido a la complejidad que presentan, lo que genera repetidos informes y reentrenamientos por parte de los fabricantes a costos enormemente crecientes

(21). De este modo, en los últimos años se ha abordado diseñar tecnologías para ser más simples e intuitivas de operar, es decir, usables (73).

La usabilidad es una propiedad cualitativa que indica la facilidad de uso de un producto, que a su vez toma en cuenta los atributos de la Tabla 4, de este modo la importancia de la usabilidad es contribuir a la seguridad del paciente y generar beneficios económicos a los prestadores de asistencia sanitaria en todo el mundo (21,73).

La puesta en práctica de la usabilidad implica principalmente diseñar, evaluar y probar las distintas configuraciones del dispositivo que demande el usuario (21), en donde el diseño y las pruebas quedan fuera del interés del trabajo, enfocándose solo en la evaluación de la usabilidad.

Mayormente, las prácticas actuales de la evaluación de la usabilidad se enfocan en proporcionar retroalimentación del diseño para mejorar el dispositivo o producto. Para una evaluación confiable de la usabilidad es necesario realizar pruebas en contexto de uso previsto, es decir, realizar las pruebas de usabilidad en el ambiente y con usuarios para los cuales fue diseñado el producto (73).

Tabla 4 Atributos de la usabilidad.

| Atributos de la usabilidad: | |
|-----------------------------|---|
| Eficacia | Propiedad que indica, si se logra completamente el objetivo del usuario al utilizar el dispositivo |
| Eficiencia | Propiedad que indica, cual es el costo de lograr el objetivo del usuario al utilizar el dispositivo |
| Satisfacción | Propiedad relacionada con la reacción (comodidad y la aceptabilidad) provocada por el dispositivo sobre el operador |
| Seguridad | Propiedad relacionada con el riesgo de daño por uso defectuoso del dispositivo para el operador-usuario. |

Escala de usabilidad del sistema

La escala de usabilidad de un sistema (SUS, por sus siglas en inglés), es un cuestionario estandarizado que ha sido durante mucho tiempo el más popular para la evaluación de la usabilidad en dispositivos, objetos, o aplicaciones. Es ampliamente utilizado debido a que toma muy poco tiempo para ser aplicado, además de que ha sido estudiado por numerosos investigadores, quienes la han considerado un estándar en la industria (74), y ha demostrado resultados válidos en estudios con tan solo cinco participantes, asimismo es un

cuestionario independiente de la tecnología, lo que otorga la ventaja de poder ser utilizado en pruebas de hardware, software, sistemas, etcétera (75).

De manera estándar, la SUS tiene 10 *items* que varían en aspectos positivos (*items* impares) y negativos (*items* pares). En cada *item*, el usuario puede calificar al dispositivo, objeto o aplicación con valores de 1 hasta 5 (76), como se muestra en la Tabla 5.

Tabla 5 Estándar de la escala de usabilidad del sistema, donde 1 corresponde a “altamente en desacuerdo” y 5 “altamente de acuerdo” Modificado de (76).

| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|----|--|---|---|---|---|---|
| 1 | Pienso que me gustaría utilizar frecuentemente el sistema. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | Encuentro el sistema innecesariamente complejo. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3 | Creo que el sistema fue fácil de usar. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | Creo que necesitaría apoyo técnico para poder utilizar el sistema. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | Creo que varias de las funciones en el sistema se integraron bien. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6 | Creo que hay mucha inconsistencia en el sistema. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7 | Me imagino que la mayoría de las personas aprenderán a usar el sistema. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8 | Encontré al sistema muy incómodo de usar. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 9 | Me sentí confiado de usar el sistema. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 10 | Necesito aprender muchas cosas antes de poder empezar a usar el sistema. | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Para obtener un puntaje de la SUS de 0 a 100, entendiéndose a 100 como el valor máximo de usabilidad, primero se deben convertir los puntajes de los *items* sin procesar en puntajes ajustados que van de 0 (calificación más baja) a 4 (mejor calificación). Este ajuste difiere para los *items* impares y pares. Por lo cual, para los *items* impares, se resta 1 del puntaje asignado por el usuario, y para los *items* pares, al valor de 5 se le resta el valor asignado por el usuario. Posteriormente, los puntajes ajustados se multiplican por 2.5, para obtener el puntaje estándar de la SUS (76).

Se ha reportado que las puntuaciones SUS superiores a 70 son equivalentes a tener un producto por lo menos aceptable, por otra parte, los mejores productos tienen puntuaciones entre 70 y 80. Los productos con puntuaciones mayores a 90 son considerados como verdaderamente superiores. Asimismo, los productos con puntuaciones inferiores a 70 deben considerarse candidatos a un mayor escrutinio y mejora continua. Finalmente, las puntuaciones inferiores a 50 deben ser motivo de gran preocupación y se consideran productos inaceptables (77).

Estado del arte

1.9 Modelo de predicción de caída en adultos mayores

El dispositivo basado en la WBBm para evaluar el equilibrio presentado en la sección anterior (11) recibió una actualización en el año 2021 (12), la cual consiste cargar un modelo matemático dentro del sistema embebido basado en la WBBm, que permite clasificar el riesgo de caída en adultos mayores a partir de la velocidad del CoP en el plano anteroposterior.

El modelo matemático se basó en la información obtenida de los datos estabilométricos de un grupo de 414 adultos mayores, en donde se generaron por cada una de las 78 variables del centro de presión calculas por la WBBm un modelo basado en regresión logística simple para clasificar el riesgo de caída. El modelo que presento mayor rendimiento diagnóstico fue el generado a partir de la velocidad principal del CoP en el plano anteroposterior para cuando se realizan las pruebas con ojos abiertos. Se obtuvo un área bajo la curva (AUC, por sus siglas en inglés) de 0.714, sensibilidad de 0.496, y especificidad de 0.836. Esto permitió que, en la prueba experimental, el modelo matemático clasificara de manera correcta al 71.4% de la muestra evaluada utilizando las condiciones de la Fig. 13 (12).

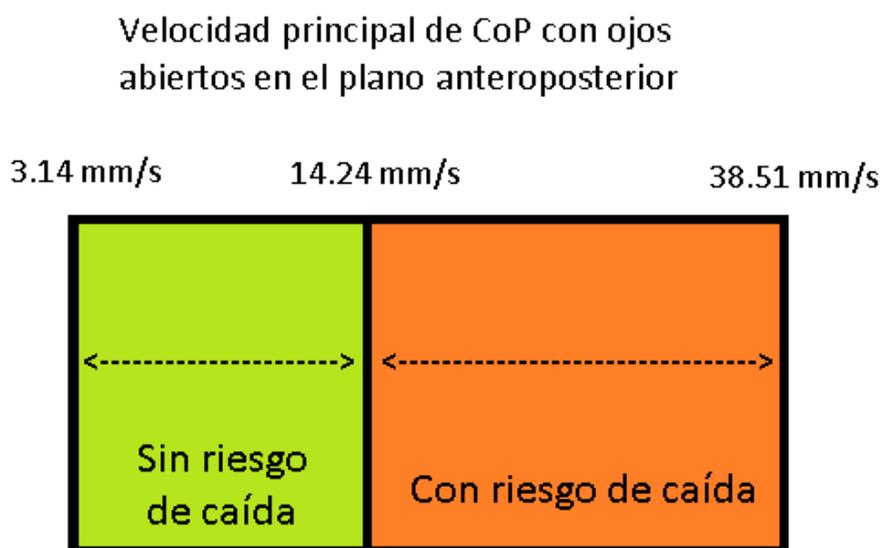


Fig. 13 Modelo de cálculo para cuantificar el riesgo de caída en adultos mayores

Sin embargo, es importante mencionar que no se han realizado pruebas que demuestren la confiabilidad del modelo matemático (12) y/o del dispositivo basado en la WBB (11). Es por ello, que es de principal interés realizar las pruebas correspondientes a la confiabilidad de dicho dispositivo en el presente trabajo.

1.10 Confiabilidad y usabilidad en dispositivos WBB para la evaluación del equilibrio

Se han realizado múltiples investigaciones que evalúan la confiabilidad de las WBB para la evaluación del equilibrio, en las cuales la recolección de datos estuvo limitada al uso del protocolo Bluetooth y frecuencias de muestreo inestables. De manera general, diversos autores han reportado mayormente una confiabilidad de moderada a excelente, y que dicha confiabilidad puede mejorar para participantes adultos mayores respecto a jóvenes sanos (9). La Tabla 6 muestra los detalles de las diversas investigaciones que han evaluado la confiabilidad en la WBB para la evaluación del equilibrio.

Tabla 6 Tabla estado del arte de la confiabilidad de los dispositivos WBB para la evaluación de equilibrio.

| Autor | Año | Tipo de Participantes | Tamaño de muestra | Edad en años de la muestra (media±SD) | Indicador en tiempo y frecuencia del CoP usado | Tipo de confiabilidad estudiada | Resultados de confiabilidad |
|------------------|------|---|-------------------|---------------------------------------|--|---------------------------------------|-----------------------------|
| Keely J. (78) | 2014 | Participantes con accidente cerebrovascular | 30 | 68.3 ± 15.1 | MVEL MVELML MVELAP | Intra-instrumento | Buena a excelente |
| Letizia C. (79) | 2015 | Participantes con esclerosis múltiple | 90 | 39.1 ± 10.3 | TOTEX | Intra-instrumento | Moderada a excelente |
| | | Jóvenes sanos | 50 | 39.0 ± 9.4 | | | |
| Jasper O. (80) | 2014 | Adultos jóvenes | 30 | 24.4±6 3.9 | TOTEX | Intra-instrumento | Mala a excelente |
| Wen-Dien C. (81) | 2013 | Adultos jóvenes | 20 | 22.17±1.35 | TOTEX | Inter-operador | Moderada a excelente |
| | | Adultos mayores | 20 | 67.32±3.43 | | | |
| Ross A. (82) | 2009 | Jóvenes sanos | 30 | 23.7±5.6 | TOTEX | Intra-instrumento e inter-instrumento | Moderada a excelente |
| Pamela E. (83) | 2014 | Participantes ciegos | 14 | 51±16.3 | SD(MVELAP) SD(MVELML) SD(MDISTAP) SD(MDISTML) MVEL | Intra-instrumento | Moderada a excelente |
| | | Participantes con visión corregida a normal | 21 | 25.95±7.92 | | | |
| Lisbeth R. (84) | 2014 | Jóvenes | 54 | Información no disponible | TOTEX | Intra-instrumento | Confiabilidad significativa |

| | | | | | | | |
|-------------------|------|--|----|---------------------------|--|------------------------------------|----------------------|
| Zhiqi L. (85) | 2013 | Adultos jóvenes sanos | 48 | 29±5.3 | RANGEML RANGEAP SD(MDISTAP) SD(MDISTML) MVELAP MVLML BW(<10Hz) BW (0.10–0.49Hz) BW (0.49–1.49Hz) BW (1.49–6.25Hz) | Intra-instrumento | Moderada a excelente |
| Roberto L. (86) | 2016 | Participantes con accidente cerebrovascular | 10 | Información no disponible | RANGEML RANGEAP MVELML MVELAP | Intra-instrumento e inter-operador | Mala a excelente |
| Renato S. (87) | 2015 | Participantes femeninos sanos | 21 | 64±7 | TOTEX MVEL SD(MDISTAP) SD(MDISTML) | Intra-instrumento | Excelente |
| Dae-Sung P. (88) | 2014 | Adultos sanos | 20 | 29.50±4.38 | TOTEX MVEL | Intra-instrumento e inter-operador | Moderada a excelente |
| Pietro S. (89) | 2014 | Adultos mayores | 20 | 69±8 | TOTEX | Intra-instrumento | Moderada a excelente |
| Giacomo S. (90) | 2017 | Participantes con esclerosis múltiple | 18 | 53.6 ± 12.9 | TOTEX TOTEXML TOTEXAP RANGEML RANGEAP RDISTML RDISTAP MDISTML MDISTAP AREASW MVEL MVELML MVELAP radio de oscilación máximo y medio (mm) AREACE | Inter-instrumento | Moderada a excelente |
| | | Jóvenes sanos | 18 | 52.8 ± 12.8 | | | |
| Francisco A. (91) | 2020 | Participantes con diabetes mellitus tipo II | 27 | 63.5 ±10.8 | MDIST MDISTAP MDISTML | Intra-instrumento | Moderada a excelente |
| James L. (92) | 2019 | Jóvenes sanos | 10 | 26.2 ±2.9 | TOTEX distancia horizontal AP máxima media distancia horizontal ML máxima media | Intra-instrumento | Moderada a excelente |
| | | Adultos mayores que sufrieron al menos una caída | 10 | 83.5±10.4 | | | |

SD= desviación estándar, BW= ancho de banda, AP= anteroposterior, ML=medio-lateral

En la tabla anterior se observa que existe una limitada caracterización de la confiabilidad inter-operador de la WBB, y aunque la confiabilidad intra-instrumento de la WBB es ampliamente estudiada, los resultados están limitados a dispositivos con una frecuencia de muestreo inestable que encarece la calidad de la señal (9,90–92), y que podría afectar la confiabilidad del dispositivo. De ahí la importancia de estudiar la confiabilidad de un dispositivo WBB (11) que no presenta la problemática de frecuencia de muestreo inestable.

Después de una búsqueda en las bases de datos Google académico, PubMed, SpringerLink, PLOS ONE, se encontró que aún no se han reportado investigaciones que evalúen la usabilidad desde el punto de vista del operador del dispositivo WBB para la evaluación del equilibrio. Sin embargo, Dara M. (93) realizó una investigación para conocer la usabilidad de un dispositivo WBB y los videojuegos de la consola Wii para rehabilitar el equilibrio. En dicho estudio participaron 14 adultos (edad: 39 ± 11 años) con equilibrio deteriorado debido a problemas vestibulares, y 12 adultos (edad: 46 ± 16 años) con equilibrio deteriorado por afecciones neurológicas, quienes contestaron un cuestionario SUS posterior a realizar una sesión de rehabilitación del equilibrio utilizando la WBB durante 30 minutos. Se reportaron puntuaciones muy altas de la SUS (82 ± 18 puntos) junto con altos niveles de aceptación, facilidad de uso y confianza al usar el sistema (93). Asimismo, el estado del arte sobre este tipo de aplicación ha reportado que en general los adultos mayores indican haber tenido una buena experiencia de usabilidad durante la rehabilitación de equilibrio al utilizar la WBB (94). Además, se ha indicado que la facilidad de uso no se correlaciona con el nivel de deterioro del equilibrio, lo que sugiere que los participantes con problemas de equilibrio todavía encuentran a los sistemas basados en WBB utilizables, asimismo se ha reportado una correlación negativa entre la edad y la usabilidad, donde los participantes mayores tienden a calificar una usabilidad más baja(93).

CAPÍTULO 2 METODOLOGÍA

En este capítulo se describe la metodología desarrollada para caracterizar la confiabilidad y usabilidad del dispositivo WBBm. Para cumplir dicho objetivo se propuso lo siguiente:

2.1 Criterios de inclusión y exclusión de participantes adultos mayores

Los participantes adultos mayores de las pruebas de confiabilidad intra-instrumento e inter-operador, fueron voluntarios residentes de la casa hogar “Pensando en ti” ubicada en calle Concordia 20, San Jerónimo Chicahualco, 52170 Metepec, México, residentes de “CATAM” ubicada en Calle Gral. Agustín Millán, Electricistas Locales, 50040 Toluca de Lerdo, México, residentes de “CATAM 2” ubicada en Vicente Suárez 405, Delegación San Mateo Oxtotitlán, 50100 Toluca de Lerdo, Méx. o personas internas/externas a cualquier institución que expresen su autorización en las pruebas experimentales. Estas personas se sometieron a los siguientes criterios:

Criterios de inclusión:

- Personas con 65 años o más.
- Personas que puedan mantenerse de pie al menos por 2 minutos, incluyendo a las personas que necesiten de un dispositivo de apoyo a la marcha.
- Personas que puedan realizar mínimo dos de las tres pruebas de desempeño físico descritas en la “SECCIÓN II. Pruebas de desempeño físico y balance” del ANEXO 1.

Criterios de exclusión:

- Personas que no autoricen su participación en las pruebas experimentales.
- Personas que hayan consumido alcohol o café en las últimas 24 horas.

Cálculo de la muestra para pruebas de confiabilidad intra-instrumento

El tamaño de la muestra se obtuvo mediante el coeficiente de correlación esperado (95), calculada a partir de la Ec.1:

$$n_p = \left(\frac{Z_{\alpha} - Z_{\beta}}{0.5 \ln \left(\frac{1+r}{1-r} \right)} \right)^2 + 3 \quad (\text{Ec. 1})$$

Donde:

n_p = Número total de participantes para la evaluación de confiabilidad intra-instrumento.

r = Coeficiente de correlación esperado 0.70 (significativo).

Z_α = Valor crítico correspondiente al intervalo de confianza.

Z_β = Valor crítico correspondiente al número de desviaciones estándar de la curva normalizada que queda fuera del intervalo de confianza.

Se propuso trabajar con un intervalo de confianza al 95% (nivel de significancia $\alpha=0.05$ y un error de tipo II $\beta=0.2$), por lo que los valores críticos de Z_α y Z_β son 1.96 y 0.84 respectivamente.

La aplicación de la Ec.1 resulta en:

$$n_p = \left(\frac{1.96-0.84}{0.867} \right)^2 + 3 = 14$$

Cálculo de la muestra para pruebas de confiabilidad inter-operador

El cálculo de la muestra de participantes de la evaluación inter-operador se realizó utilizando un ancho especificado para un intervalo de confianza (96), calculada a partir de la Ec.2:

$$k_p = \frac{8Z_\alpha^2(1-\bar{\rho})^2(1+(n-1)\bar{\rho})^2}{w^2n(n-1)} \quad (\text{Ec. 2})$$

Donde:

k_p = Número total de participantes para la evaluación de confiabilidad inter-operador.

Z_α = Valor crítico correspondiente al intervalo de confianza al 95%.

$\bar{\rho}$ = Coeficiente de correlación intraclase esperado.

n = Número de operadores de la WBB.

w = Ancho del intervalo de confianza.

Se emplearon los valores de $w=0.2$, $Z_\alpha = 1.96$ de acuerdo con lo reportado por la literatura (96). Además, se propone un intervalo positivo de $\bar{\rho}(0.7,0.8)$, y un valor de $n = 3$, ya que corresponde al número de operadores que participaron en las pruebas de confiabilidad inter-operador, de modo que la aplicación de la Ec.2 resulta en:

$$k_p = \frac{8(1.96)^2(1-0.8)^2(1+(3-1)(0.8))^2}{0.2^2 3(3-1)} \approx 34$$

2.2 Criterios de inclusión y exclusión de operadores WBBm

Los operadores de la plataforma WBBm durante las pruebas de confiabilidad intra-instrumento e inter-operador se sometieron los siguientes criterios:

Criterios de inclusión:

- Formación académica en las áreas gerontología, terapia física, enfermería, geriatría, nutrición, bioingenieros, Ingeniería biomédica, especialistas en gerociencia y afines.

Criterio de exclusión:

- Experiencia menor a 1 año en manejo y cuidados geriátricos.

Los operadores firmaron el consentimiento informado contenido en el ANEXO 2, donde se expresó que no existieron dudas ni incomodidad con su participación y la información proporcionada durante la investigación.

Capacitación a los operadores de la WBBm

Posterior a su selección, los operadores y sus respectivos asistentes que participaron en alguna de las pruebas de confiabilidad inter-operador o intra-instrumento, se les brindó capacitación en el uso de la plataforma WBBm, junto con un documento que contiene recomendaciones e instrucciones para ejecutar el protocolo de pruebas de equilibrio (Ver ANEXO 3). Además, a los operadores se le proporcionó una tarjeta SD, donde se almacenaron los datos estabilométricos de las evaluaciones de equilibrio de los adultos mayores.

2.3 Protocolo de pruebas experimentales

Instrumentación

Los datos de desplazamiento de CoP a una resolución de 1/100 mm se obtuvieron utilizando una WBBm (11) con una frecuencia de muestreo estable de 50 Hz. Posteriormente, se filtraron las series de tiempo del desplazamiento del CoP mediante un filtro digital de topología Butterworth de orden 7 con una frecuencia de corte de 7 Hz.

Pruebas experimentales

Antes de realizar la evaluación del equilibrio correspondiente a la prueba de confiabilidad intra-instrumento y/o inter-operador para coleccionar los 79 indicadores del CoP (12,70) de la Tabla 7, el operador principal o investigador principal le explicó al adulto mayor brevemente el contexto de la investigación, posteriormente se verificó que el participante cumpliera con

lo establecido en los criterios de inclusión y exclusión, además se le indicó que leyera el consentimiento informado (ANEXO 4), de tal manera que pudiese tener información completa sobre su participación, los posibles riesgos y beneficios dentro de la investigación.

Después de que el participante expresará su consentimiento para participar en la investigación, se llenó una ficha de identificación junto con una serie de cuestionarios (ANEXO 1) para evaluar cualitativamente su equilibrio. Dichos cuestionarios consisten en una versión corta de la Escala de Depresión del Centro de Estudios Epidemiológicos (CES-D-7) (97), un cuestionario de comorbilidades categorizadas por *Charlson Comorbidity Index* (98), un cuestionario de frecuencia de caídas (99), y una Escala de Eficacia de Caídas-Internacional (FES-I) (100).

Posteriormente, se le indicó al participante que realizará tres pruebas de rendimiento físico (prueba de equilibrio de 4 etapas (101), soporte de silla de 30 segundos (102), y *Time Up & Go* (103)). En todo momento el participante fue auxiliado por el operador principal. En caso de que el adulto mayor no pudiese realizar alguna de las pruebas o expresara verbalmente no poder realizarla, esta fue suspendida para asegurar la integridad física del participante.

Tabla 7 Indicadores del CoP calculados por la WBB (10,49,70).

| Variable [Unidad] | Descripción |
|---------------------------|---|
| MDIST [mm] | La distancia principal (MDIST) representa la distancia promedio de la media de la trayectoria del CoP. |
| MDISTML [mm] | La distancia principal medial-lateral (MDISTML) representa la distancia promedio del CoP en la dirección media-lateral desde la componente principal del CoP. |
| MDISTAP [mm] | La distancia principal anteroposterior (MDISTAP) representa la distancia promedio del CoP en la dirección anteroposterior desde la componente principal del CoP. |
| RDIST [mm] | La distancia rms (RDIST), es el valor RMS (root mean square) de la distancia del vector de distancias del CoP promedio a cada par de puntos en las series de tiempo anteroposterior y medial-lateral. |
| RDISTML [mm] | La distancia rms medial-lateral (RDISTML) es la desviación estándar de la serie temporal medial-lateral de la CoP. |
| RDISTAP [mm] | La distancia rms anteroposterior (RDISTAP) es la desviación estándar de la serie de tiempo anteroposterior de la CoP. |
| TOTEX [mm] | La excursión total (TOTEX) es la longitud total de la ruta CoP. |
| TOTEXML [mm] | La excursión total medial-lateral (TOTEXML) es la longitud total de la trayectoria del CoP en la dirección medial-lateral. |
| TOTEXAP [mm] | La excursión total anteroposterior (TOTEXAP) es la longitud total de la trayectoria del CoP en la dirección anteroposterior. |
| MVEL [mm / s] | La velocidad media (MVEL) es la velocidad promedio del CoP. |
| MVELML [mm / s] | La velocidad media medial-lateral (MVELML) es la velocidad promedio del CoP en la dirección medial-lateral. |
| MVELAP [mm / s] | La velocidad media anteroposterior (MVELAP) es la velocidad promedio del CoP en la dirección anteroposterior. |
| sRD | sRD es la desviación estándar del vector de distancias del CoP promedio a cada par de puntos en las series de tiempo anteroposterior y medial-lateral. |
| AREACC [mm ²] | El área del círculo de confianza del 95% (AREACC) es el área de un círculo con un radio igual al límite de confianza unilateral del 95% de la distancia del vector de |

| | |
|-------------------------------|---|
| | distancia del CoP promedio a cada par de puntos anteroposterior y medial-lateral en las series de tiempo. |
| SAPML | SAPML representa la covarianza de los datos de las series de tiempo del CoP en las direcciones medio-lateral y anteroposterior. |
| AREACE [mm ²] | El área de la elipse de confianza del 95% (AREACE) es el área de la elipse de confianza bivariada del 95%, que se espera encierre aproximadamente el 95% de los puntos de la trayectoria del CoP. |
| AREASW [mm ² / s] | El área de balanceo (AREASW) estima el área encerrada por el trazo del CoP por unidad de tiempo. Esta medida es aproximada por la suma del área de los triángulos formados por dos puntos consecutivos en el trazo del CoP y el componente principal del CoP. Puede ser conceptualizada como proporcional al producto de la distancia y la velocidad principales. |
| MFREQ [Hz] | La frecuencia principal (MFREQ) es la frecuencia rotacional, en revoluciones por segundo o Hertz, de la trayectoria del CoP si ha recorrido el total de excursiones alrededor de un círculo con un radio de valor de la distancia media. |
| MFREQML [Hz] | La frecuencia principal medial-lateral (MFREQML) representa la frecuencia en Hertz, de una oscilación senoidal con un valor promedio de la distancia principal en dirección media-lateral y la longitud total del trazo de las excursiones totales en la misma dirección. |
| MFREQAP [Hz] | La frecuencia principal anterior-posterior (MFREQAP) representa la frecuencia en Hertz, de una oscilación senoidal con un valor promedio de la distancia principal en dirección anteroposterior y la longitud total del trazo de las excursiones totales en la misma dirección. |
| FDCC | La dimensión fractal-CC (FDCC) se basa en el círculo de confianza del 95%, que modela el área del establograma con un círculo que incluye aproximadamente el 95% de los puntos en la trayectoria de CoP. |
| FDCE | Fractal dimensión-CE (FDCE) modela el área del estatocinesiograma con una elipse que incluye el 95% de los puntos del trazo del CoP. |
| RANGEML [mm] | Longitud máxima en mm de recorrido de CoP en dirección medial-lateral. |
| RANGEAP [mm] | Longitud máxima en mm de recorrido de CoP en dirección anteroposterior. |
| POWERRD | La potencia total (POWERRD), es el área integrada del espectro de potencia del vector de distancias del CoP promedio a cada par de puntos en las series de tiempo anteroposterior y medial-lateral. |
| POWERML | La potencia total medial-lateral (POWERML), es el área integrada del espectro de potencia de la serie temporal medial-lateral del CoP. |
| POWERAPOE | La potencia total anteroposterior (POWERAPOE), es el área integrada del espectro de potencia de la serie de tiempo anteroposterior del CoP. |
| POTENCIA50RD [Hz] | La frecuencia del 50% de potencia (POWER50RD), representa la frecuencia mediana de potencia o la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el 50% de la potencia total. |
| POTENCIA50ML [Hz] | La frecuencia del 50% medial-lateral (POTENCIA50ML), representa la frecuencia media del espectro de la serie temporal medial-lateral del CoP. |
| POTENCIA50AP [Hz] | La frecuencia del 50% anteroposterior (POTENCIA50AP), la frecuencia industrial media del espectro de la serie de tiempo anteroposterior de la CoP. |
| POWER95RD [Hz] | La frecuencia del 95% de potencia (POWER95RD), representa el valor frecuencial por debajo de la cual se encuentra el 95% de la potencia total del vector de distancias promedio del CoP a cada par de puntos en el espectro de series de tiempo anteroposterior y medial-lateral. |
| POTENCIA95ML [Hz] | La frecuencia de potencia del 95% medial-lateral (POTENCIA95ML), es la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el 95% de la potencia total del espectro de series de tiempo medial-lateral. |

| | |
|---------------------------|---|
| POWER95AP [Hz] | La frecuencia de potencia del 95% anteroposterior (POWER95AP), es la frecuencia por debajo de la cual se ubica el 95% de la potencia total del espectro anteroposterior de la serie temporal. |
| CFREQRD [Hz] | La frecuencia centroidal (CFREQRD) se conoce como frecuencia de cruce por cero, o tasa media de cruces por cero, que es la mitad del número medio de cruces por cero por segundo del vector de distancias del CoP promedio a cada par de puntos en las series de tiempo anteroposterior y medial-lateral. |
| CFREQML [Hz] | La frecuencia centroidal lateral medial (CFREQML) se conoce como frecuencia de cruce por cero, o tasa media de cruces por cero, que es la mitad del número medio de cruces por cero por segundo de la serie de tiempo medial-lateral de CoP. |
| CFREQAP [Hz] | La frecuencia centroidal anteroposterior (CFREQAP) se denomina frecuencia de cruce por cero, o tasa media de cruces por cero, que es la mitad del número medio de cruces por cero por segundo de la serie de tiempo anteroposterior de la CoP. |
| FREQDRD [Hz] | La dispersión de frecuencia (FREQDRD) es una medida sin unidades de la variabilidad en el contenido de frecuencia de la densidad espectral de potencia del del vector de distancias del CoP promedio a cada par de puntos en las series de tiempo anteroposterior y medial-lateral. |
| FREQDML [Hz] | La dispersión de frecuencia medial-lateral (FREQDML) es una medida sin unidades de la variabilidad en el contenido de frecuencia de la densidad espectral de potencia de la serie de tiempo medial-lateral del CoP. |
| FREQDAPOE [Hz] | La dispersión de frecuencia anteroposterior (FREQDAPOE) es una medida sin unidades de la variabilidad en el contenido de frecuencia de la densidad espectral de potencia de la serie de tiempo anteroposterior del CoP. |
| INDICADOR RIESGO DE CAÍDA | Valor dicotómico que indica alteración del equilibrio (valor 1) o ausencia de esta (valor 0), basado en un modelo de predicción tiene un área bajo la curva de 0,714, una sensibilidad de 0,496 y una especificidad de 0,836. |

Los indicadores del CoP, del primero al penúltimo de esta lista, se calcularán en condiciones de ojos cerrados y ojos abiertos, para identificarlos se agregaron las letras "CE" y "OE" al nombre de los índices respectivamente.

Evaluación del equilibrio

Posterior a la aplicación de los cuestionarios y pruebas de desempeño físico, cada participante adulto mayor realizó una prueba de equilibrio de 2 minutos. Dicha prueba consistió en colocarse de pie y descalzo sobre la plataforma WBB, con los brazos cruzados en el pecho, guardando silencio durante la prueba y mirando una referencia visual (50 cm frente a él y a 1,5 metros sobre el piso) durante el primer minuto, pasando dicho periodo, y sin bajarse de la plataforma, el participante conservó la misma postura, pero permaneciendo con los ojos cerrados durante 1 minuto más. La Fig. 14 muestra una prueba de equilibrio realizada durante esta investigación (El participante dio su consentimiento informado de manera escrita para el uso de la fotografía). Durante la prueba, un operador o/y su asistente permaneció cerca del adulto mayor para poder prevenir cualquier posible accidente.



Fig. 14 Evaluación de equilibrio en un adulto mayor durante pruebas de confiabilidad.

Confiabilidad intra-instrumento

Se realizaron las pruebas de confiabilidad intra-instrumento en las que participaron diecisiete adultos mayores y un evaluador. Cada prueba de confiabilidad intra-instrumento consistió en la aplicación de cuestionarios, pruebas de desempeño físico, y un *test-retest* de la evaluación del equilibrio al mismo participante adulto mayor, como se ilustra en la Fig. 15. El tiempo entre la prueba y la repetición de la prueba fue lo más cercano a 48 horas, porque este intervalo de tiempo se informó anteriormente como apropiado para la prueba de confiabilidad de WBB en revisiones sistemáticas (9).

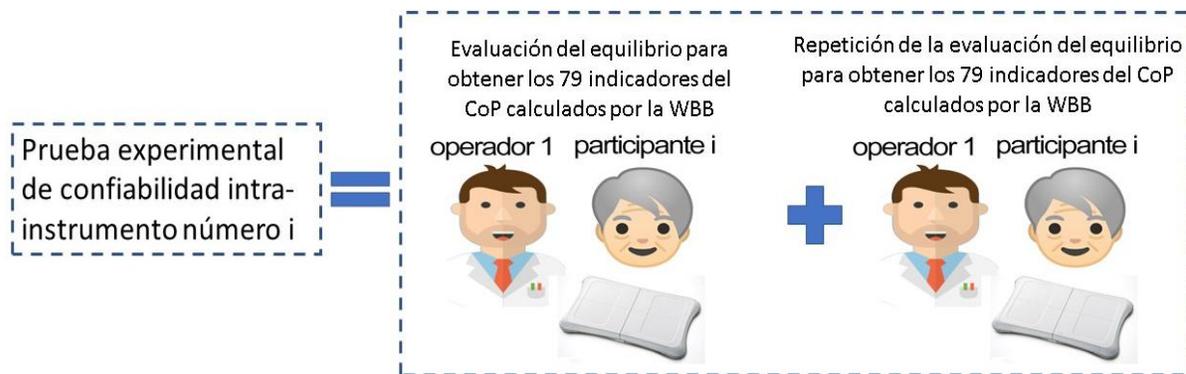


Fig. 15 Diagrama que muestra cómo se realizarán las pruebas experimentales de confiabilidad intra-instrumento, en un principio $i=1$ y termina hasta que i igual al número total de participantes.

Confiabilidad inter-operador

Se realizaron las pruebas de confiabilidad inter-operador en las que participaron treinta y ocho adultos mayores y tres operadores. Cada prueba de confiabilidad inter-operador consistió en que cada operador aplicó una evaluación de equilibrio al mismo participante solo una vez (Ver Fig. 16). El intervalo de tiempo entre las pruebas fue lo más cercano a 48 horas. Asimismo, el operador principal aplicó los cuestionarios y pruebas de desempeño físico previo a la primera evaluación de equilibrio de cada participante.

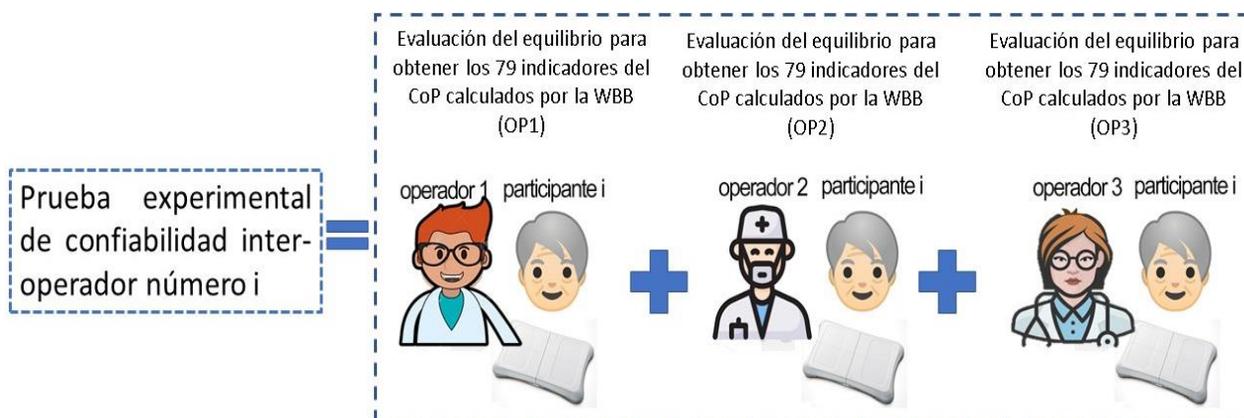


Fig. 16 Diagrama que muestra cómo se realizarán las pruebas experimentales de confiabilidad inter-operador, en un principio $i=1$ y termina hasta que $i=\text{número total de participantes}$ y $OP=\text{operador}$.

Para las pruebas de confiabilidad inter-operador e intra-instrumento la plataforma WBBm calculó y almacenó en la memoria microSD 79 indicadores del CoP por cada prueba de evaluación del equilibrio.

Aplicación de cuestionarios SUS a operadores de la WBBm

Posterior a que los operadores completaran las pruebas de confiabilidad inter-operador o intra-instrumento, se les entregó en formato digital un cuestionario SUS personalizado con el fin de poder evaluar la usabilidad de la plataforma WBBm (ANEXO 5).

Implicaciones éticas

Las pruebas experimentales de confiabilidad se realizarán respetando los principios establecidos en la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (AMM) principios éticos para investigaciones médicas en seres humanos, y a lo establecido en la NOM-012-SSA3-2012, que establece los criterios para la ejecución de proyectos de investigación para la salud en seres humanos. Se consideraron las pruebas experimentales de confiabilidad, como investigación con riesgo mínimo, de acuerdo con el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud. Además, se declara que todos los participantes adultos mayores y operadores de la WBBm firmaron el consentimiento informado de acuerdo con cada prueba experimental. Asimismo, los datos

generados en la investigación y datos personales son completamente confidenciales, por lo que no tendrán uso fuera de la investigación.

El estudio fue aprobado por Comité de Ética en Investigación de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México, con número de registro CONBIOETICA-15-CEI-002-20210531.

2.4 Procesamiento estadístico

Pruebas de confiabilidad intra-instrumento

Se realizó un análisis descriptivo de las características principales de la muestra (sexo, edad, peso, talla, uso de dispositivos de asistencia a la marcha, presencia de prótesis en miembros inferiores y patologías de acuerdo con el índice de comorbilidades de Charlson) y los 79 indicadores del CoP. Las variables continuas se presentan como medias y desviaciones estándar mientras que las variables categóricas se expresan como número y porcentaje.

Se aplicaron las pruebas de Shapiro-Wilk para comprobar normalidad de los 79 indicadores del CoP utilizando IBM SPSS Statistics (versión 26, SPSS Statistics). Para asumir que la variable sigue una distribución normal se consideró un p -valor mayor a 0.05.

Se compararon las características descriptivas de la muestra (sexo, edad, peso, talla) por grupos de estudio (personas con alteración de equilibrio frente a personas sin alteración de equilibrio, donde las personas con alteración de equilibrio son quienes no pudieron mantener una postura tándem durante 10 segundos de acuerdo con *4-stage balance* (101)) mediante una prueba T para variables paramétricas, una prueba de Mann-Whitney para variables no paramétricas y una prueba de χ^2 para variables categóricas. De igual manera, se realizó una comparación de los 79 indicadores del CoP del *test* frente al *retest*, mediante una prueba T para variables dependientes para indicadores con distribución normal, una prueba de Wilcoxon para indicadores no paramétricos y una prueba de McNemar para el INDICADOR RIESGO DE CAÍDA utilizando IBM SPSS Statistics (versión 26, SPSS Statistics). Para dichas pruebas estadísticas se asumió que existe diferencia significativa entre los grupos para p -valores mayores a 0.05.

Para medir la concordancia entre los 79 indicadores del CoP calculados por la WBBm entre el *test* y el *retest*, se realizaron los siguientes análisis estadísticos:

Para los indicadores del CoP que cumplieron con distribución normal, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson (CCP) y coeficiente de correlación intraclase. Debido a las condiciones del diseño experimental y a lo reportado en la literatura (9,104) se propuso calcular el coeficiente de correlación intraclase mediante un modelo mixto de dos factores, de clase única y acuerdo absoluto (ICC) y su intervalo de confianza al 95% utilizando IBM SPSS Statistics (versión 26, SPSS Statistics).

Para los indicadores del CoP que no cumplieron con distribución normal se calculó el coeficiente de correlación Spearman (CCS) y el ICC, y posteriormente se calculó su intervalo de confianza al 95% mediante la técnica de *bootstrap* utilizando STATA (versión 15, StataCorp).

Para los coeficientes de correlación de Spearman y Pearson se asumió que valores entre 0.90 y 1.00 o -0.90 y -1.00 indican una correlación muy alta, valores entre 0.70 y 0.90 o -0.70 y -0.90 indican alta correlación, valores entre 0.50 y 0.70 o -0.50 y -0.70 indican una correlación positiva moderada, valores entre 0.30 y 0.50 o -0.30 a y 0.50 indican una baja correlación, valores entre 0.00 y 0.30 o 0.00 y -0.30 indican una correlación insignificante.

Para las pruebas de confiabilidad se asumió que los valores del intervalo de confianza al 95% del ICC inferiores 0.5 son indicativos de confiabilidad mala, valores entre 0.5 y 0.75 indican una fiabilidad moderada, los valores entre 0.75 y 0.9 indican una buena confiabilidad y los valores superiores a 0.90 indican una confiabilidad excelente (104).

Por último, para el INDICADOR RIESGO DE CAÍDA, se calculó el Alpha de Krippendorff en IBM SPSS Statistics (EUA, versión 26) mediante el complemento *Krippendorff's Alpha Reliability Estimate* (105). Para las pruebas de confiabilidad los valores de Alpha de Krippendorff entre 0,667 y 0.799 son indicativos de una confiabilidad admisible, mientras que valores iguales o mayores a 0.800 indican una confiabilidad aceptable (72).

Pruebas de confiabilidad inter-operador

Se ejecutaron los mismos análisis estadísticos descritos en “pruebas de confiabilidad intra-instrumento” para describir la muestra, comparar grupos y verificar la normalidad de los datos. Además, se realizó una comparación de los 79 indicadores del CoP obtenidos en los 3 *tests*, para ello se utilizó una prueba de Friedman para indicadores no paramétricos y una prueba de Q de Cochran para el INDICADOR RIESGO DE CAÍDA, para los indicadores que cumplieron con distribución y homogeneidad de varianzas se utilizó una prueba ANOVA de 1 vía para variables dependientes mediante el estadístico traza de Pillai. Por otra parte, para los indicadores con distribución normal y heterogeneidad de varianzas se realizó una prueba ANOVA de 1 vía para variables dependientes mediante el estadístico Greenhouse-Geisser utilizando IBM SPSS Statistics (versión 26, SPSS Statistics). Para dichas pruebas estadísticas se asumió que existe diferencia significativa entre los grupos para p -valores mayores a 0.05.

Por otra parte, para medir la concordancia entre los 79 indicadores del CoP calculados por la WBB entre diferentes operadores, se realizaron los siguientes análisis estadísticos:

Para los datos continuos que cumplan con distribución normal se calculó el coeficiente de correlación intraclass mediante un modelo bidireccional de efectos aleatorios, de clase

única y acuerdo absoluto (ICC (2,1)) y su intervalo de confianza al 95% utilizando IBM SPSS Statistics (version 26, SPSS Statistics).

Para los datos continuos que no cumplieron con distribución normal se calculó el ICC (2,1), y posteriormente se estimó el intervalo de confianza al 95% del ICC (2,1) con la técnica de *bootstrap* utilizando STATA (versión 15, StataCorp).

Por último, para el INDICADOR RIESGO DE CAÍDA, se calculó el Alpha de Krippendorff en IBM SPSS Statistics (EUA, versión 26) mediante un complemento Krippendorff's Alpha Reliability Estimate (105).

Cuestionario SUS

Se realizó un análisis descriptivo de las características principales de la muestra (edad, años de experiencia). Dichas características se presentan como medias y desviaciones estándar.

Del “Cuestionario para el evaluador respecto al uso de la plataforma WBBm” (ANEXO 5) se extrajo la información contestada por los operadores de los reactivos CEV.5 al CEV14, y se procesaron los datos de manera estándar para calcular el puntaje SUS.

Para la estimación del grado de usabilidad se consideró que los puntajes SUS menores a 50 son indicativos de una usabilidad inaceptablemente, los puntajes SUS mayores a 70 indican una usabilidad aceptable y valores superiores a 90 indican una usabilidad excelente (106).

CAPÍTULO 3 RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en las pruebas experimentales de confiabilidad y usabilidad del dispositivo WBB.

3.1 Resultados de pruebas experimentales

Confiabilidad intra-instrumento

De un total de 19 voluntarios, se incluyeron 16 adultos mayores residentes de asilos. Un participante abandonó el estudio el segundo día por razones ajenas a las investigaciones. Además, dos participantes fueron excluidas de la muestra final, pues se sentían incapaces de realizar las pruebas de desempeño físico y/o la evaluación de equilibrio con la WBBm por temor a sufrir una caída.

El análisis descriptivo de las características principales de muestra final se incluye en la Tabla 8. Los grupos no presentaron diferencia significativa para el sexo, edad, peso y talla. En la Tabla 9 se muestra las patologías presentes en la muestra.

Tabla 8 Estadístico descriptivo de las características de la muestra de participantes de las pruebas de confiabilidad intra-instrumento.

| | Total | Grupo sin alteración de equilibrio | Grupo con alteración de equilibrio | p-valor comparación de grupos |
|--|---------------|------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------|
| | n=16 | n=6 | n=10 | |
| Sexo [mujeres] | 9 (56.3%) | 3 (50%) | 6 (60%) | 0.6963 |
| Edad [años] | 75.66 ± 7.621 | 73.16 ± 7.93 | 77.33 ± 7.382 | 0.3174 |
| Peso[kg] | 59.79 ± 9.541 | 61.22 ± 10.17 | 58.83 ± 9.582 | 0.6524 |
| Talla[m] | 1.54 ± 0.09 | 1.57 ± 0.08 | 1.53 ± 0.10 | 0.1745 |
| Caídas en los últimos 12 meses | - | - | 2.31±3.99 | - |
| Uso de dispositivos de asistencia a la marcha | 4(25%) | 3(50%) | 1(10%) | - |
| Presencia de prótesis en miembro inferiores | 4(25%) | 3(50%) | 1(10%) | - |

¹n=15, ²n=9, ³p-value de prueba χ^2 , ⁴p-value de prueba T, ⁵p-value de prueba Mann-Whitney

Tabla 9 Patologías presentes en los participantes de las pruebas de confiabilidad intra-instrumento.

| Patología | Total | Grupo sin alteración de equilibrio | Grupo con alteración de equilibrio |
|-----------------------------------|---------------|------------------------------------|------------------------------------|
| | n=16 | n=6 | n=10 |
| Insuficiencia vascular periférica | 4(25%) | 1(16.66%) | 3(30%) |
| Enfermedad vascular cerebral | 1(6.25%) | 1(16.66%) | 0 |
| Demencia | 10 (62.5%) | 4(66.66%) | 6(60%) |
| Artritis reumatoide o lupus | 1(6.25%) | 1(16.66%) | 0 |
| Gastritis o úlceras gástricas | 7(43.75%) | 2(33.33%) | 5(50%) |
| Diabetes sin complicaciones | 5(31.25%) | 4(66.66%) | 1(10%) |
| Deficiencia visual completa | 2(12.5%) | 1(16.66%) | 1(10%) |
| Deficiencia visual parcial | 1(6.25%) | 0 | 1(10%) |
| Deficiencia auditiva parcial | 3(18.75%) | 0 | 3(30%) |
| Hipertensión | 4(25%) | 3(50%) | 1(10%) |
| Epilepsias controladas | 1(6.25%) | 0 | 1(10%) |
| Esquizofrenia | 1(6.25%) | 1(16.66%) | 0 |
| Colitis | 1(6.25%) | 1(16.66%) | 0 |

Se asume que 49 de 79 indicadores del CoP presenta una distribución normal. Ninguno de los indicadores mostró diferencia significativa entre las evaluaciones de equilibrio del *test* frente al *retest* (ver Tabla 10).

Los indicadores del CoP que presentan mejor nivel de confiabilidad en las pruebas intra-instrumento son TOTEXMLOA (ICC=0.920 y CCP=0.926), MVELOMLOA (ICC=0.920 y CCP=0.926) y el POWER95MLOC (ICC=0.948 y CCS=0.966). Por otra parte, el 3.85% y 30.77% de los 78 indicadores del CoP de tipo continuo reportaron un nivel de confiabilidad bueno a excelente y moderado a excelente respectivamente. Sin embargo, durante las pruebas intra-instrumento la WBB presentó en términos generales una confiabilidad de mala a excelente (Ver Tabla 11). Además, el 3.85% y 48.72% de los 78 indicadores del CoP de tipo continuo reportaron un nivel de correlación muy alto y alto respectivamente.

El “INDICADOR RIESGO DE CAÍDA” en *test* frente el *retest* obtuvo un Alpha de Krippendorff = 0.3922 y un coeficiente de correlación de Spearman = 0.378. Ambos valores son indicativos de una confiabilidad no admisible.

Tabla 10 Estadística descriptiva e inferencial de los 79 indicadores del CoP calculados por la WBB durante las pruebas de confiabilidad intra-instrumento.

| Variable | test | retest | p-valor comparación de grupos | p-valor Shapiro- Wilk <i>gl=16</i> |
|---------------------|------------------|-----------------|-------------------------------------|---|
| | <i>n=16</i> | <i>n=16</i> | | |
| MDISTOA | 5.79 ± 2.85 | 6.31 ± 2.72 | 0.268 ¹ | 0.810 |
| MDISTMLOA | 3.45 ± 1.83 | 3.96 ± 1.98 | 0.063 ¹ | 0.638 |
| MISTAPOA | 3.83 ± 2.06 | 4.09 ± 1.86 | 0.550 ¹ | 0.632 |
| RDISTOA | 6.72 ± 3.37 | 7.22 ± 3.08 | 0.311 ¹ | 0.629 |
| RDISTMLOA | 4.41 ± 2.4 | 4.98 ± 2.49 | 0.079 ¹ | 0.974 |
| RDISTAPOA | 4.91 ± 2.69 | 5.06 ± 2.27 | 0.772 ¹ | 0.558 |
| TOTEXOA | 1033.42 ± 681.68 | 1055 ± 660.14 | 0.642 ² | 0.021 |
| TOTEXMLOA | 463.45 ± 348 | 503.72 ± 385.97 | 0.288 ¹ | 1.000 |
| TOTEXAPOA | 820.75 ± 547.14 | 809.75 ± 499.92 | 0.918 ² | 0.002 |
| MVELOOA | 21.52 ± 14.2 | 21.97 ± 13.75 | 0.642 ² | 0.021 |
| MVELOMLOA | 9.65 ± 7.25 | 10.49 ± 8.04 | 0.288 ¹ | 1.000 |
| MVELOAPOA | 17.09 ± 11.39 | 16.86 ± 10.41 | 0.918 ² | 0.002 |
| SRDOA | 3.39 ± 1.81 | 3.48 ± 1.51 | 0.684 ¹ | 0.056 |
| AREACCOA | 507.37 ± 497.54 | 534.65 ± 497.19 | 0.535 ² | 0.028 |
| SAPMLOA | -3.14 ± 5.91 | -0.48 ± 14.53 | 0.524 ¹ | 0.376 |
| AREACEOA | 480.76 ± 467.52 | 492.03 ± 501.33 | 0.883 ¹ | 0.100 |
| AREASWOA | 47.95 ± 52.87 | 51.52 ± 68.26 | 0.501 ² | 0.013 |
| MFREQOAO | 0.58 ± 0.19 | 0.58 ± 0.35 | 0.278 ² | 0.000 |
| MFREQMLOA | 0.49 ± 0.17 | 0.48 ± 0.2 | 0.817 ¹ | 0.397 |
| MFREQAPOA | 0.78 ± 0.33 | 0.77 ± 0.47 | 0.438 ² | 0.030 |
| FDCCOA | 1.94 ± 0.17 | 1.93 ± 0.26 | 0.827 ¹ | 0.062 |
| FDCEOAO | 1.95 ± 0.16 | 1.96 ± 0.25 | 0.569 ² | 0.003 |
| RANGEXOAO | 25.36 ± 15.46 | 28.23 ± 17.17 | 0.237 ¹ | 0.673 |
| RANGEOAO | 30.14 ± 17.27 | 27.16 ± 12.31 | 0.280 ¹ | 0.967 |
| MUORDOAO | 9.65 ± 12.65 | 8.67 ± 10.11 | 1.000 ² | 0.000 |
| MUOMLOAO | 12.43 ± 16.54 | 12.39 ± 17.96 | 0.985 ¹ | 0.821 |
| MUOAOAO | 18.56 ± 30.14 | 13.01 ± 14.87 | 0.836 ² | 0.000 |
| POWER5ORDOAO | 0.52 ± 0.13 | 0.55 ± 0.28 | 0.816 ² | 0.006 |
| POWER5OMLOAO | 0.41 ± 0.1 | 0.37 ± 0.08 | 0.265 ² | 0.024 |
| POWER5OAOAO | 0.53 ± 0.17 | 0.58 ± 0.24 | 0.389 ¹ | 0.113 |
| POWER95RDOAO | 2.08 ± 0.65 | 2.09 ± 0.81 | 0.853 ¹ | 0.496 |
| POWER95MLOAO | 1.44 ± 0.82 | 1.37 ± 0.68 | 0.820 ² | 0.002 |
| POWER95OAOAO | 1.99 ± 0.68 | 2.08 ± 0.86 | 0.466 ¹ | 0.315 |
| CFREQRDOAO | 1.02 ± 0.24 | 1.03 ± 0.4 | 0.756 ² | 0.044 |
| CFREQMLOAO | 0.72 ± 0.24 | 0.7 ± 0.21 | 0.484 ¹ | 0.463 |
| CFREQOAOAO | 0.98 ± 0.24 | 1.03 ± 0.39 | 0.408 ¹ | 0.298 |
| FREQDRDOAO | 0.67 ± 0.04 | 0.66 ± 0.04 | 0.582 ¹ | 0.878 |
| FREQDMLOAO | 0.63 ± 0.07 | 0.64 ± 0.05 | 0.410 ¹ | 0.179 |
| FREQDAOAO | 0.66 ± 0.06 | 0.64 ± 0.05 | 0.297 ¹ | 0.968 |
| MDISTOC | 7.05 ± 2.83 | 7.43 ± 3.18 | 0.501 ² | 0.005 |
| MDISTMLOC | 4.02 ± 2.13 | 4.77 ± 2.41 | 0.166 ¹ | 0.138 |
| MDISTAPOC | 4.85 ± 2.03 | 4.69 ± 1.83 | 0.565 ¹ | 0.210 |
| RDISTOC | 8.14 ± 3.37 | 8.55 ± 3.69 | 0.642 ² | 0.023 |
| RDISTMLOC | 5.12 ± 2.82 | 6.08 ± 3.11 | 0.156 ¹ | 0.118 |

| | | | | |
|--|------------------|------------------|--------------------|-------|
| RDISTAPOC | 6.08 ± 2.58 | 5.9 ± 2.3 | 0.604 ¹ | 0.202 |
| TOTEXOC | 1319.74 ± 865.44 | 1435.88 ± 680.81 | 0.375 ¹ | 0.711 |
| TOTEXMLOC | 596.27 ± 425.15 | 703.65 ± 392.91 | 0.213 ¹ | 0.852 |
| TOTEXAPOC | 1048.35 ± 690.89 | 1087.79 ± 544.9 | 1.000 ² | 0.035 |
| MVELOOC | 27.49 ± 18.03 | 29.91 ± 14.18 | 0.375 ¹ | 0.711 |
| MVELOMLOC | 12.42 ± 8.85 | 14.65 ± 8.18 | 0.213 ¹ | 0.852 |
| MVELOAPOC | 21.84 ± 14.39 | 22.66 ± 11.35 | 1.000 ² | 0.035 |
| sRDOC | 4.06 ± 1.86 | 4.21 ± 1.94 | 0.694 ¹ | 0.870 |
| AREACCOC | 694.38 ± 495.01 | 764.61 ± 562.87 | 0.605 ² | 0.023 |
| SAPMLOC | -1.93 ± 10.24 | 0.57 ± 16.89 | 0.449 ¹ | 0.300 |
| AREACEOC | 634.3 ± 471.31 | 739.93 ± 544.89 | 0.148 ² | 0.001 |
| AREASWOC | 74.12 ± 73.45 | 79.52 ± 54.79 | 0.569 ² | 0.020 |
| MFREQOC | 0.59 ± 0.22 | 0.68 ± 0.38 | 0.569 ² | 0.000 |
| MFREQMLOC | 0.58 ± 0.3 | 0.57 ± 0.23 | 0.822 ¹ | 0.134 |
| MFREQAPOC | 0.77 ± 0.34 | 0.89 ± 0.56 | 0.679 ² | 0.000 |
| FDCCOC | 1.95 ± 0.18 | 2.01 ± 0.27 | 0.501 ² | 0.004 |
| FDCEOC | 1.98 ± 0.17 | 2.02 ± 0.26 | 0.769 ² | 0.031 |
| RANGEXOC | 29.8 ± 17.87 | 36.98 ± 22.15 | 0.159 ¹ | 0.788 |
| RANGEYOC | 35.53 ± 16.66 | 34.04 ± 12.66 | 0.574 ¹ | 0.243 |
| MUORDOC | 12.27 ± 10.66 | 12.94 ± 10.68 | 0.780 ¹ | 0.280 |
| MUOMLOC | 19.79 ± 21.94 | 25.63 ± 26.64 | 0.642 ² | 0.007 |
| MUOAPOC | 20.89 ± 14.7 | 20.88 ± 15.75 | 0.996 ¹ | 0.996 |
| POWER5ORDOC | 0.57 ± 0.12 | 0.66 ± 0.38 | 0.495 ² | 0.010 |
| POWER5OMLOC | 0.4 ± 0.1 | 0.39 ± 0.13 | 0.793 ¹ | 0.293 |
| POWER5OAPOC | 0.54 ± 0.17 | 0.54 ± 0.28 | 0.470 ² | 0.008 |
| POWER95RDOC | 2.26 ± 0.64 | 2.3 ± 0.95 | 0.817 ¹ | 0.854 |
| POWER95MLOC | 1.5 ± 0.82 | 1.59 ± 0.99 | 0.225 ¹ | 0.590 |
| POWER95APOC | 2.04 ± 0.81 | 2.09 ± 0.84 | 0.754 ¹ | 0.685 |
| CFREQRDOC | 1.08 ± 0.23 | 1.14 ± 0.48 | 0.487 ¹ | 0.115 |
| CFREQMLOC | 0.74 ± 0.25 | 0.79 ± 0.36 | 0.347 ¹ | 0.071 |
| CFREQAPOC | 0.99 ± 0.3 | 1.04 ± 0.42 | 0.524 ¹ | 0.054 |
| FREQDRDOC | 0.66 ± 0.03 | 0.65 ± 0.05 | 0.287 ¹ | 0.455 |
| FREQDMLOC | 0.64 ± 0.07 | 0.65 ± 0.07 | 0.752 ¹ | 0.698 |
| FREQDAPOC | 0.66 ± 0.03 | 0.66 ± 0.04 | 0.574 ¹ | 0.719 |
| INDICADOR RIESGO DE CAÍDA [con riesgo] | 8 (50 %) | 9 (56.3 %) | 1.000 ³ | - |

¹p-valor de prueba T para muestras relacionadas, ²p-value para prueba Wilcoxon, ³p-value para prueba de McNemar, n=tamaño de la muestra, gl=grados de libertad, indicadores en **negritas**= indicadores que siguen una distribución normal.

Tabla 11 Resultados confiabilidad intra-instrumento WBB indicadores del CoP de tipo continuo

| Variable | ICC (95% de intervalo de confianza) | Coefficiente de correlación (p-valor) |
|--------------|--------------------------------------|--|
| | n=16 | n=16 |
| MDISTOA | 0.787 (0.502 – 0.919) ¹ | 0.791 (0.000) ³ |
| MDISTMLOA | 0.832 (0.563 – 0.939) ¹ | 0.857 (0.000) ³ |
| MISTAPOA | 0.612 (0.182 – 0.845) ¹ | 0.606 (0.0130) ³ |
| RDISTOA | 0.822 (0.572 – 0.933) ¹ | 0.826 (0.000) ³ |
| RDISTMLOA | 0.863 (0.640 – 0.951) ¹ | 0.880 (0.000) ³ |
| RDISTAPOA | 0.683 (0.292 – 0.877) ¹ | 0.680 (0.004) ³ |
| TOTEXOA | 0.743 (0.491 – 0.995) ² | 0.629 (0.009) ⁴ |
| TOTEXMLOA | 0.920 (0.792 – 0.971) ¹ | 0.926 (0.000) ³ |
| TOTEXAPOA | 0.628 (0.263 – 0.993) ² | 0.594 (0.015) ⁴ |
| MVELOOA | 0.743 (0.494 – 0.903) ² | 0.629 (0.009) ⁴ |
| MVELOMLOA | 0.920 (0.792 – 0.971) ¹ | 0.926 (0.000) ³ |
| MVELOAPOA | 0.628 (0.263 – 0.993) ² | 0.594 (0.015) ⁴ |
| SRDOA | 0.868 (0.664 – 0.952) ¹ | 0.876 (0.000) ³ |
| AREACCOA | 0.817 (0.637 – 0.996) ² | 0.774 (0.000) ⁴ |
| SAPMLOA | -0.086 (-0.577 – 0.426) ¹ | -0.118 (0.662) ³ |
| AREACEOA | 0.815 (0.545 – 0.932) ¹ | 0.807 (0.000) ³ |
| AREASWOA | 0.788 (0.580 – 0.996) ² | 0.779 (0.000) ⁴ |
| MFREQOAO | 0.627 (0.261 – 0.993) ² | 0.759 (0.001) ⁴ |
| MFREQMLOA | 0.719 (0.356 – 0.893) ¹ | 0.714 (0.002) ³ |
| MFREQAPOA | 0.562 (0.132 – 0.990) ² | 0.668 (0.005) ⁴ |
| FDCCOA | 0.746 (0.406 – 0.904) ¹ | 0.802 (0.000) ³ |
| FDCEOAO | 0.687 (0.380 – 0.994) ² | 0.765 (0.001) ⁴ |
| RANGEXOAO | 0.834 (0.597 – 0.938) ¹ | 0.843 (0.000) ³ |
| RANGEYOAO | 0.745 (0.423 – 0.902) ¹ | 0.792 (0.000) ³ |
| MUORDOAO | 0.660 (0.326 – 0.994) ² | 0.697 (0.003) ⁴ |
| MUOMLOAO | 0.859 (0.640 – 0.949) ¹ | 0.845 (0.000) ³ |
| MUOAOPOA | 0.590 (0.189 – 0.990) ² | 0.697 (0.003) ⁴ |
| POWER50RDOAO | 0.409(-0.171 – 0.989) ² | 0.545 (0.029) ⁴ |
| POWER50MLOAO | 0.492 (-0.001 – 0.986) ² | 0.415 (0.110) ⁴ |
| POWER50APOAO | 0.426 (-0.065 – 0.753) ¹ | 0.451 (0.080) ⁴ |
| POWER95RDOAO | 0.869 (0.665 – 0.952) ¹ | 0.884 (0.000) ³ |
| POWER95MLOAO | 0.817 (0.638 – 0.996) ² | 0.827 (0.000) |
| POWER95APOAO | 0.788 (0.498 – 0.920) ¹ | 0.805 (0.000) ³ |
| CFREQRDOAO | 0.792 (0.588– 0.922) ² | 0.759 (0.001) ⁴ |
| CFREQMLOAO | 0.834 (0.594 – 0.939) ¹ | 0.836 (0.000) ³ |
| CFREQAPOAO | 0.735 (0.400 – 0.898) ¹ | 0.825 (0.000) ³ |
| FREQDRDOAO | 0.300 (-0.231 – 0.687) ¹ | 0.293 (0.000) ³ |
| FREQDMLOAO | 0.762 (0.450 – 0.909) ¹ | 0.779 (0.000) ³ |
| FREQDAPOAO | 0.183 (-0.315 – 0.608) ¹ | 0.187 (0.489) ³ |
| MDISTOC | 0.784 (0.573 – 0.995) ² | 0.697 (0.003) ⁴ |
| MDISTMLOC | 0.581 (0.162 – 0.828) ¹ | 0.602 (0.014) ³ |
| MDISTAPOC | 0.851 (0.629 – 0.945) ¹ | 0.851 (0.000) ³ |

| | | |
|-------------|-------------------------------------|----------------------------|
| RDISTOC | 0.780 (0.565 – 0.995) ² | 0.641(0.000) ⁴ |
| RDISTMLOC | 0.608 (0.201 – 0.840) ¹ | 0.629 (0.009) ³ |
| RDISTAPOC | 0.852 (0.629 – 0.945) ¹ | 0.851 (0.000) ³ |
| TOTEXOC | 0.788 (0.503 – 0.920) ¹ | 0.809 (0.000) ³ |
| TOTEXMLOC | 0.665 (0.288 – 0.867) ¹ | 0.667 (0.004) ³ |
| TOTEXAPOC | 0.809 (0.621 – 0.996) ² | 0.776 (0.000) ⁴ |
| MVELOOC | 0.788 (0.503 – 0.920) ¹ | 0.809 (0.000) ³ |
| MVELOMLOC | 0.665 (0.288 – 0.867) ¹ | 0.677 (0.004) ³ |
| MVELOAPOC | 0.809 (0.621 – 0.929) ¹ | 0.776 (0.000) ⁴ |
| sRDOC | 0.700 (0.324 – 0.884) ¹ | 0.689 (0.003) ³ |
| AREACCOC | 0.623 (0.252 – 0.993) ² | 0.665(0.005) ⁴ |
| SAPMLOC | 0.578 (0.136 – 0.829) ¹ | 0.645 (0.007) ³ |
| AREACEOC | 0.599 (0.2078 – 0.990) ² | 0.694 (0.003) ⁴ |
| AREASWOC | 0.665 (0.336 – 0.993) ² | 0.771 (0.000) ⁴ |
| MFREQOC | 0.387 (-0.212 – 0.988) ² | 0.656 (0.006) ⁴ |
| MFREQMLOC | 0.785 (0.485 – 0.995) ¹ | 0.803 (0.000) ³ |
| MFREQAPOC | 0.315 (-0.356 – 0.987) ² | 0.515 (0.041) ⁴ |
| FDCCOC | 0.413 (-0.163 – 0.989) ² | 0.579 (0.019) ⁴ |
| FDCEOC | 0.649 (0.304 – 0.993) ² | 0.771 (0.000) ⁴ |
| RANGEXOC | 0.518 (0.078 – 0.796) ¹ | 0.549 (0.028) ³ |
| RANGEYOC | 0.763 (0.445 – 0.910) ¹ | 0.784 (0.000) ³ |
| MUORDOC | 0.629 (0.200 – 0.854) ¹ | 0.615 (0.011) ³ |
| MUOMLOC | 0.441 (-0.104 – 0.986) ² | 0.732(0.001) ⁴ |
| MUOAPOC | 0.763 (0.438 – 0.911) ¹ | 0.753 (0.001) ³ |
| POWER5ORDOC | 0.247 (-0.471 – 0.986) | 0.283 (0.288) ⁴ |
| POWER50MLOC | 0.204 (-0.343 – 0.633) ¹ | 0.200 (0.457) ³ |
| POWER50APOC | 0.488 (-0.011 – 0.988) ² | 0.708 (0.002) ⁴ |
| POWER95RDOC | 0.611 (0.170 – 0.846) ¹ | 0.642 (0.007) ³ |
| POWER95MLOC | 0.948 (0.862 – 0.982) ¹ | 0.966 (0.000) ³ |
| POWER95APOC | 0.797 (0.509 – 0.924) ¹ | 0.788 (0.000) ³ |
| CFREQRDOC | 0.511 (0.037 – 0.797) ¹ | 0.640 (0.008) ³ |
| CFREQMLOC | 0.819 (0.565 – 0.932) ¹ | 0.873 (0.000) ³ |
| CFREQAPOC | 0.763 (0.447 – 0.910) ¹ | 0.802 (0.000) ³ |
| FREQDRDOC | 0.431 (-0.048 – 0.753) ¹ | 0.487 (0.056) ³ |
| FREQDMLOC | 0.306 (-0.234 – 0.692) ¹ | 0.294 (0.269) ³ |
| FREQDAPOC | 0.083 (-0.444 – 0.552) ¹ | 0.084 (0.757) ³ |

¹ ICC mediante un modelo mixto de dos factores, de clase única y acuerdo absoluto, ² ICC mediante un modelo mixto de dos factores, de clase única y acuerdo absoluto utilizando Bootstrap, ³ Coeficiente de correlación de Pearson, ⁴ Coeficiente de correlación de Spearman.

Confiabilidad inter-operador

Tres estudiantes de gerontología (edad: 20.66 ± 0.577) con 2.5 ± 1 años de experiencia en cuidado y manejo geriátrico participaron en las pruebas de confiabilidad inter-operador

De un total de 41 voluntarios adultos mayores, se incluyeron 38 adultos mayores (20 voluntarios residentes de asilo, y 18 voluntarios adultos mayores en comunidad). Dos participantes abandonaron el estudio el tercer día por razones ajenas a las investigaciones. Además, un participante fue excluido de la muestra final, pues durante el segundo día de su participación no accedió a retirarse el calzado durante evaluación de equilibrio.

El análisis descriptivo de las características principales de muestra final se incluye en la Tabla 12. Los grupos no presentaron diferencia significativa para el sexo, edad, peso y talla. En la Tabla 13 se muestran las patologías que caracterizan la muestra de estudio.

Tabla 12 Estadístico descriptivo de las características de la muestra de participantes de las pruebas de confiabilidad inter-operador

| | Total | Grupo sin alteración de equilibrio | Grupo con alteración de equilibrio | p-valor comparación de grupos |
|--|-------------------|------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------|
| | n=38 | n=20 | n=18 | |
| Sexo [mujeres] | 16 (42.1%) | 7 (35%) | 9 (50%) | 0.3501 |
| Edad [años] | 73.35 ± 8.05 | 68.09 ± 17.64 | 75.82 ± 7.82 | 0.1272 |
| Peso[kg] | 64.91 ± 10.56 | 59.09 ± 21.81 | 64.28 ± 11.75 | 0.3752 |
| Talla[m] | 1.59 ± 0.11 | 1.59 ± 0.16 | 1.56 ± 0.12 | 0.5622 |
| Caídas en los últimos 12 meses | - | - | 1.32 ± 2.75 | - |
| Uso de dispositivos de asistencia a la marcha | 9(23.68%) | 7(35%) | 2(11.11%) | - |
| Presencia de prótesis en miembro inferiores | 6(15.78%) | 4(20%) | 2(11.11%) | - |

¹p-value de prueba χ^2 , ²p-value de prueba T

Se asume que 40 de 79 indicadores del CoP presenta una distribución normal. Los únicos indicadores del CoP de la prueba de confiabilidad inter-operador que mostraron diferencia significativa en las pruebas de evaluación repetidas fueron MFREQQA, POWER50APOA y FREQDAPOA (ver Tabla 14).

Tabla 13 Patologías presentes en los participantes de las pruebas de confiabilidad inter-operador.

| Patología | Total | Grupo sin alteración de equilibrio | Grupo con alteración de equilibrio |
|---|------------|------------------------------------|------------------------------------|
| | n=38 | n=20 | n=18 |
| Insuficiencia vascular periférica | 13(34.21%) | 6(30%) | 7(38.88%) |
| Enfermedad vascular cerebral | 2(5.26%) | 2(10%) | 0 |
| Demencia | 8(21.05) | 5(25%) | 3(16.66%) |
| EPOC | 3(7.89%) | 2(10%) | 1(5.55%) |
| Artritis reumatoide o lupus | 2(5.26%) | 2(10%) | 0 |
| Gastritis o úlceras gástricas | 11(28.94%) | 5(25%) | 6(33.33%) |
| Diabetes sin complicaciones | 8(21.05) | 6(30%) | 2(11.11%) |
| Insuficiencia renal terminal con sustitución | 1(2.63%) | 1(5%) | 0 |
| Deficiencia visual completa | 2(5.26%) | 1(5%) | 1(5.55%) |
| Deficiencia visual parcial | 4(10.52%) | 1(5%) | 3(16.66%) |
| Deficiencia auditiva parcial | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |
| Hipertensión Arterial | 11(28.94%) | 7(35%) | 4(22.22%) |
| Epilepsias controladas | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |
| Esquizofrenia | 1(2.63%) | 1(5%) | 0 |
| Colitis | 3(7.89%) | 2(10%) | 1(5.55%) |
| Deficiencia motriz | 3(7.89%) | 0 | 3(16.66%) |
| Hipotiroidismo | 2(5.26%) | 0 | 2(11.11%) |
| Parálisis cerebral leve | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |
| Deficiencia mental | 2(5.26%) | 0 | 2(11.11%) |
| Hiperplasia prostática | 3(7.89%) | 2(15%) | 0 |
| Fractura de cadera | 1(2.63%) | 1(5%) | 0 |
| Escoliosis | 1(2.63%) | 1(5%) | 0 |
| Isquemia cerebral | 1(2.63%) | 1(5%) | 0 |
| Fibrosis en seno | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |
| Hernia de disco lumbar | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |
| Osteoporosis | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |
| Tendinitis | 1(2.63%) | 0 | 1(5.55%) |

Los indicadores del CoP que presentan mejor nivel de confiabilidad en las pruebas inter-operador son TOTEXAPOA (ICC(2,1)=0.772), MVELOOA (ICC(2,1)=0.772), AREASWOA (ICC(2,1)=0.754), CFREQRDOA (ICC(2,1)=0.743), TOTEXAPOC (ICC(2,1)= 0.742), MVELOAPOC (ICC(2,1)= 0.742), MFREQAPOC (ICC(2,1)= 0.819) , POWER50APOC (ICC(2,1)= 0.756), POWER95APOC (ICC(2,1)= 0.809), CFREQAPOC (ICC(2,1)= 0.8242).

La confiabilidad de la WBB durante las pruebas de confiabilidad inter-operador en términos generales reportó un nivel de malo a excelente (en otras palabras, en algunos indicadores del CoP, el tamaño de muestra no fue suficiente para reducir el intervalo de confianza al 95% que contiene el valor de poblacional del ICC(2,1)). Sin embargo, el 34.62% de los indicadores del CoP de tipo continuo presentaron un nivel de confiabilidad de moderado a

excelente, donde dicho nivel representa la moda. Adicionalmente, el 10.82% de los indicadores del CoP de tipo continuo presentaron un nivel de confiabilidad de moderado a bueno.

Por otra parte, el “INDICADOR RIESGO DE CAÍDA” obtuvo un Alpha de Krippendorff = 0.5694, dicho valor es indicativo de una confiabilidad no admisible

Tabla 14 Estadística descriptiva e inferencial de los 79 indicadores del CoP calculados por la WBB durante las pruebas de confiabilidad Inter-operador.

| Variable | Test 1 | Test 2 | Test 3 | p-valor diferencia entre grupos | p-valor Shapiro- Wilk |
|-------------|-----------------|-----------------|-----------------|---------------------------------------|-----------------------------|
| | <i>n=38</i> | <i>n=38</i> | <i>n=38</i> | | |
| MDISTOA | 5.7 ± 1.89 | 5.69 ± 1.84 | 5.87 ± 2.08 | 0.388 ¹ | 0.002 |
| MDISTMLOA | 3.52 ± 1.38 | 3.46 ± 1.39 | 3.45 ± 1.55 | 0.710 ¹ | 0.001 |
| MISTAPOA | 3.7 ± 1.29 | 3.79 ± 1.43 | 3.97 ± 1.54 | 0.832 ¹ | 0.005 |
| RDISTOA | 6.55 ± 2.27 | 6.49 ± 2.08 | 6.77 ± 2.41 | 0.223 ¹ | 0.000 |
| RDISTMLOA | 4.52 ± 1.87 | 4.29 ± 1.66 | 4.39 ± 1.98 | 0.358 ¹ | 0.001 |
| RDISTAPOA | 4.64 ± 1.62 | 4.71 ± 1.74 | 4.98 ± 1.91 | 0.832 ¹ | 0.009 |
| TOTEXOA | 864.15 ± 437.72 | 797.68 ± 420.56 | 797.43 ± 394.03 | 0.172 ¹ | 0.000 |
| TOTEXMLOA | 453.97 ± 184.56 | 423.9 ± 205.86 | 450.67 ± 251.82 | 0.091 ¹ | 0.000 |
| TOTEXAPOA | 631.69 ± 381.39 | 580.87 ± 349.2 | 555.88 ± 283.7 | 0.388 ¹ | 0.000 |
| MVELOOA | 18 ± 9.11 | 16.61 ± 8.76 | 16.61 ± 8.2 | 0.172 ¹ | 0.000 |
| MVELOMLOA | 9.45 ± 3.84 | 8.83 ± 4.28 | 9.38 ± 5.24 | 0.091 ¹ | 0.000 |
| MVELOAPOA | 13.16 ± 7.94 | 12.1 ± 7.27 | 11.58 ± 5.91 | 0.388 ¹ | 0.000 |
| sRDOA | 3.17 ± 1.39 | 3.1 ± 1.02 | 3.34 ± 1.26 | 0.479 ¹ | 0.000 |
| AREACCOA | 423.93 ± 316.87 | 402.91 ± 299.03 | 458.88 ± 348.7 | 0.479 ¹ | 0.000 |
| SAPMLOA | -0.18 ± 7.3 | 0.63 ± 10.58 | 1.94 ± 6.22 | 0.612 ² | 0.075 |
| AREACEOA | 412.68 ± 286.7 | 376.44 ± 291.09 | 430.84 ± 334.57 | 0.358 ¹ | 0.000 |
| AREASWOA | 35.91 ± 27.55 | 32.65 ± 31.38 | 34.49 ± 34.44 | 0.119 ¹ | 0.000 |
| MFREQQA | 0.52 ± 0.26 | 0.46 ± 0.19 | 0.45 ± 0.13 | 0.040 ² | 0.884 |
| MFREQMLOA | 0.51 ± 0.22 | 0.47 ± 0.16 | 0.49 ± 0.17 | 0.323 ³ | 0.519 |
| MFREQAPOA | 0.65 ± 0.39 | 0.57 ± 0.28 | 0.52 ± 0.19 | 0.071 ³ | 0.735 |
| FDCCOA | 1.89 ± 0.2 | 1.84 ± 0.17 | 1.83 ± 0.13 | 0.064 ³ | 0.378 |
| FDCEOA | 1.89 ± 0.19 | 1.86 ± 0.16 | 1.85 ± 0.13 | 0.084 ² | 0.981 |
| RANGEXO | 26.8 ± 15.82 | 23.54 ± 9.51 | 25.43 ± 13.33 | 0.364 ² | 0.080 |
| RANGEXO | 25.64 ± 9.57 | 25.78 ± 9.44 | 27.26 ± 10.63 | 0.399 ³ | 0.058 |
| MUORDOA | 7.26 ± 5.75 | 6.37 ± 5.12 | 8.14 ± 7.19 | 0.607 ¹ | 0.000 |
| MUOMLOA | 10.99 ± 8.9 | 9.28 ± 10.51 | 11.42 ± 13.55 | 0.607 ¹ | 0.000 |
| MUOAPOA | 11.3 ± 9.26 | 11.03 ± 10.83 | 13.16 ± 13.92 | 0.832 ¹ | 0.000 |
| POWER50RDOA | 0.51 ± 0.19 | 0.5 ± 0.16 | 0.47 ± 0.15 | 0.179 ² | 0.236 |
| POWER50MLOA | 0.41 ± 0.15 | 0.4 ± 0.11 | 0.38 ± 0.1 | 0.245 ² | 0.205 |
| POWER50APOA | 0.47 ± 0.17 | 0.43 ± 0.13 | 0.4 ± 0.13 | 0.026 ³ | 0.364 |
| POWER95RDOA | 1.82 ± 0.66 | 1.85 ± 0.68 | 1.8 ± 0.54 | 0.872 ³ | 0.741 |
| POWER95MLOA | 1.29 ± 0.53 | 1.3 ± 0.5 | 1.31 ± 0.37 | 0.960 ³ | 0.348 |
| POWER95APOA | 1.64 ± 0.81 | 1.62 ± 0.66 | 1.53 ± 0.56 | 0.467 ³ | 0.385 |
| CFREQRDOA | 0.91 ± 0.29 | 0.92 ± 0.29 | 0.89 ± 0.24 | 0.491 ¹ | 0.034 |
| CFREQMLOA | 0.68 ± 0.22 | 0.69 ± 0.2 | 0.67 ± 0.16 | 0.849 ³ | 0.993 |
| CFREQAPOA | 0.84 ± 0.35 | 0.8 ± 0.27 | 0.77 ± 0.22 | 0.217 ³ | 0.393 |
| FREQDRDOA | 0.64 ± 0.04 | 0.65 ± 0.03 | 0.65 ± 0.04 | 0.284 ³ | 0.743 |

| | | | | | |
|--|------------------|-----------------|------------------|--------------------|-------|
| FREQDMLOA | 0.6 ± 0.05 | 0.62 ± 0.04 | 0.62 ± 0.05 | 0.057 ³ | 0.145 |
| FREQDAPOA | 0.64 ± 0.05 | 0.65 ± 0.04 | 0.66 ± 0.06 | 0.045 ³ | 0.813 |
| MDISTOC | 7.35 ± 2.78 | 6.96 ± 2.9 | 6.94 ± 2.72 | 0.452 ² | 0.135 |
| MDISTMLOC | 4.7 ± 2.22 | 4.45 ± 2.2 | 4.27 ± 2.11 | 0.344 ³ | 0.339 |
| MDISTAPOC | 4.65 ± 1.73 | 4.37 ± 1.76 | 4.52 ± 1.71 | 0.433 ³ | 0.815 |
| RDISTOC | 8.38 ± 3.21 | 7.97 ± 3.27 | 7.99 ± 3.11 | 0.574 ² | 0.129 |
| RDISTMLOC | 5.85 ± 2.79 | 5.58 ± 2.74 | 5.42 ± 2.65 | 0.503 ² | 0.198 |
| RDISTAPOC | 5.81 ± 2.17 | 5.55 ± 2.2 | 5.68 ± 2.18 | 0.577 ³ | 0.370 |
| TOTEXOC | | | 1182.99 ± 754.17 | 0.710 ¹ | 0.000 |
| TOTEXMLOC | 1210.17 ± 633.12 | 1126.2 ± 565.85 | 636.96 ± 448.94 | 0.710 ¹ | 0.000 |
| TOTEXAPOC | 878.72 ± 509.95 | 795.41 ± 432.52 | 849.16 ± 547.89 | 0.358 ¹ | 0.000 |
| MVELOOC | 25.21 ± 13.19 | 23.46 ± 11.78 | 24.64 ± 15.71 | 0.710 ¹ | 0.000 |
| MVELOMLOC | 13.38 ± 7.24 | 12.97 ± 7.05 | 13.27 ± 9.35 | 0.710 ¹ | 0.000 |
| MVELOAPOC | 18.3 ± 10.62 | 16.57 ± 9.01 | 17.69 ± 11.41 | 0.358 ¹ | 0.000 |
| sRDOC | 3.99 ± 1.66 | 3.88 ± 1.56 | 3.93 ± 1.56 | 0.843 ³ | 0.242 |
| AREACCOC | 701.01 ± 551.34 | 650.2 ± 531.08 | 648.96 ± 452.09 | 0.752 ² | 0.403 |
| SAPMLOC | -1.22 ± 10.15 | -0.77 ± 14.23 | -0.77 ± 8.78 | 0.191 ¹ | 0.034 |
| AREACEOC | 685.34 ± 565.4 | 647.1 ± 521.34 | 625.04 ± 447.81 | 0.696 ² | 0.811 |
| AREASWOC | 66.67 ± 56.61 | 62.07 ± 58.77 | 62.96 ± 64.52 | 0.900 ¹ | 0.000 |
| MFREQOC | 0.56 ± 0.26 | 0.54 ± 0.17 | 0.57 ± 0.23 | 0.491 ¹ | 0.012 |
| MFREQMLOC | 0.53 ± 0.25 | 0.53 ± 0.17 | 0.56 ± 0.2 | 0.664 ³ | 0.562 |
| MFREQAPOC | 0.71 ± 0.37 | 0.68 ± 0.29 | 0.7 ± 0.35 | 0.924 ¹ | 0.007 |
| FDCCOC | 1.93 ± 0.2 | 1.92 ± 0.15 | 1.93 ± 0.18 | 0.791 ³ | 0.285 |
| FDCEOC | 1.94 ± 0.2 | 1.93 ± 0.15 | 1.95 ± 0.19 | 0.575 ¹ | 0.031 |
| RANGEXOC | 31.9 ± 15.37 | 31.08 ± 15.39 | 31.26 ± 15.51 | 0.897 ² | 0.716 |
| RANGEYOC | 33.22 ± 13.73 | 33.1 ± 13.83 | 33.15 ± 14.83 | 0.998 ³ | 0.173 |
| MUORDOC | 11.8 ± 9.47 | 11.5 ± 10.13 | 11.1 ± 8.99 | 0.378 ¹ | 0.022 |
| MUOMLOC | 22.17 ± 25 | 22.3 ± 29.97 | 19.02 ± 23.05 | 0.900 ¹ | 0.001 |
| MUOAPOC | 21.31 ± 19.26 | 19.53 ± 24.57 | 19.9 ± 17.95 | 0.323 ¹ | 0.001 |
| POWER50RDOC | 0.52 ± 0.15 | 0.54 ± 0.14 | 0.54 ± 0.15 | 0.771 ¹ | 0.028 |
| POWER50MLOC | 0.4 ± 0.14 | 0.39 ± 0.1 | 0.41 ± 0.12 | 0.455 ³ | 0.421 |
| POWER50APOC | 0.44 ± 0.15 | 0.46 ± 0.14 | 0.45 ± 0.15 | 0.403 ¹ | 0.003 |
| POWER95RDOC | 1.98 ± 0.72 | 2.04 ± 0.61 | 2.07 ± 0.71 | 0.431 ³ | 0.389 |
| POWER95MLOC | 1.35 ± 0.56 | 1.4 ± 0.48 | 1.41 ± 0.43 | 0.567 ³ | 0.627 |
| POWER95APOC | 1.73 ± 0.8 | 1.77 ± 0.68 | 1.73 ± 0.72 | 0.915 ¹ | 0.022 |
| CFREQRDOC | 0.97 ± 0.28 | 1 ± 0.25 | 1 ± 0.26 | 0.435 ³ | 0.066 |
| CFREQMLOC | 0.7 ± 0.24 | 0.72 ± 0.19 | 0.74 ± 0.19 | 0.447 ² | 0.318 |
| CFREQAPOC | 0.86 ± 0.32 | 0.88 ± 0.29 | 0.85 ± 0.27 | 0.924 ¹ | 0.007 |
| FREQDRDOC | 0.65 ± 0.04 | 0.65 ± 0.03 | 0.64 ± 0.04 | 0.435 ³ | 0.217 |
| FREQDMLOC | 0.62 ± 0.05 | 0.63 ± 0.05 | 0.62 ± 0.05 | 0.427 ² | 0.470 |
| FREQDAPOC | 0.66 ± 0.06 | 0.65 ± 0.05 | 0.65 ± 0.05 | 0.660 ³ | 0.426 |
| INDICADOR RIESGO DE CAÍDA [con riesgo] | 13(34.2%) | 10(26.3) | 9(23.7) | 0.273 ⁴ | - |

¹Prueba de Friedman, ²ANOVA de un factor para pruebas relacionadas corregida por Greenhouse-greisser, ³ANOVA de un factor para pruebas relacionadas (traza de Pillai), ⁴Q de Cochran, indicadores en **negritas**= indicadores que siguen una distribución normal.

Tabla 15 Resultados confiabilidad inter-operador WBB indicadores del CoP de tipo continuo.

| Variable | ICC (95% de intervalo de confianza) | Coeficiente de correlación | | |
|-------------|--------------------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | n=38 | (p-valor) | | |
| | | test 1- test2 | test 1 - test3 | test 2 -test 3 |
| MDISTOA | 0.676 (0.491 – 0.862) ² | 0.553(0.000) ⁴ | 0.549 (0.000) ⁴ | 0.774(0.000) ⁴ |
| MDISTMLOA | 0.619 (0.386 – 0.852) ² | 0.446(0.005) ⁴ | 0.515 (0.001) ⁴ | 0.644(0.000) ⁴ |
| MDISTAPOA | 0.517 (0.259 – 0.775) ² | 0.368(0.023) ⁴ | 0.440 (0.006) ⁴ | 0.624 (0.000) ⁴ |
| RDISTOA | 0.688 (0.507 – 0.868) ² | 0.588(0.000) ⁴ | 0.559 (0.000) ⁴ | 0.724(0.000) ⁴ |
| RDISTMLOA | 0.582 (0.328 – 0.837) ² | 0.472(0.003) ⁴ | 0.488 (0.002) ⁴ | 0.622 (0.000) ⁴ |
| RDISTAPOA | 0.541 (0.262 – 0.820) ² | 0.451(0.004) ⁴ | 0.508 (0.001) ⁴ | 0.598 (0.000) ⁴ |
| TOTEXOA | 0.772 (0.645 – 0.899) ² | 0.735(0.000) ⁴ | 0.630 (0.000) ⁴ | 0.642 (0.000) ⁴ |
| TOTEXMLOA | 0.727 (0.564 – 0.890) ² | 0.635(0.000) ⁴ | 0.649(0.000) ⁴ | 0.557(0.000) ⁴ |
| TOTEXAPOA | 0.772 (0.642 – 0.903) ² | 0.826(0.000) ⁴ | 0.769(0.000) ⁴ | 0.824(0.000) ⁴ |
| MVELOOA | 0.772 (0.638 – 0.906) ² | 0.735(0.000) ⁴ | 0.630(0.000) ⁴ | 0.642(0.000) ⁴ |
| MVELOMLOA | 0.727 (0.568 – 0.885) ² | 0.635(0.000) ⁴ | 0.649(0.000) ⁴ | 0.557(0.000) ⁴ |
| MVELOAPOA | 0.772 (0.654 – 0.891) ² | 0.826(0.000) ⁴ | 0.769(0.000) ⁴ | 0.824(0.000) ⁴ |
| sRDOA | 0.605 (0.367 – 0.843) ² | 0.631(0.000) ⁴ | 0.539(0.000) ⁴ | 0.563(0.000) ⁴ |
| AREACCOA | 0.697(0.540 – 0.853) ² | 0.587(0.000) ⁴ | 0.533(0.000) ⁴ | 0.659(0.000) ⁴ |
| SAPMLOA | -0.054 (-0.205 – 0.153) ¹ | -0.097(0.564) ³ | 0.243(0.142) ³ | -0.219(0.187) ³ |
| AREACEOA | 0.710 (0.550 – 0.871) ² | 0.666(0.000) ⁴ | 0.557(0.000) ⁴ | 0.609(0.000) ⁴ |
| AREASWOA | 0.754 (0.581 – 0.928) ² | 0.694(0.000) ⁴ | 0.587(0.000) ⁴ | 0.548(0.000) ⁴ |
| MFREQOA | 0.653 (0.489 – 0.786) ¹ | 0.769(0.000) ³ | 0.700(0.000) ³ | 0.777(0.000) ³ |
| MFREQMLOA | 0.662 (0.502 – 0.792) ¹ | 0.633(0.000) ³ | 0.699(0.000) ³ | 0.721(0.000) ³ |
| MFREQAPOA | 0.581 (0.402 – 0.753) ¹ | 0.720(0.000) ³ | 0.629(0.000) ³ | 0.641(0.000) ³ |
| FDCCOA | 0.713 (0.565 – 0.827) ¹ | 0.765(0.000) ³ | 0.727(0.000) ³ | 0.787(0.000) ³ |
| FDCEOA | 0.746 (0.612 – 0.848) ¹ | 0.780(0.000) ³ | 0.746(0.000) ³ | 0.835(0.000) ³ |
| RANGEXOAO | 0.386 (0.187 – 0.584) ¹ | 0.719(0.000) ³ | 0.200(0.228) ³ | 0.391(0.015) ³ |
| RANGEOAO | 0.663 (0.504 – 0.793) ¹ | 0.648(0.000) ³ | 0.733(0.000) ³ | 0.614(0.000) ³ |
| MUORDOA | 0.653 (0.450 – 0.820) ² | 0.711(0.000) ⁴ | 0.629(0.000) ⁴ | 0.521(0.000) ⁴ |
| MUOMLOA | 0.638 (0.372 – 0.904) ² | 0.634(0.000) ⁴ | 0.643(0.000) ⁴ | 0.676(0.000) ⁴ |
| MUOAPOA | 0.687 (0.515 – 0.859) ² | 0.658(0.000) ⁴ | 0.735(0.000) ⁴ | 0.662(0.000) ⁴ |
| POWER50RDOA | 0.657 (0.496 – 0.788) ¹ | 0.803(0.000) ³ | 0.541(0.000) ³ | 0.653(0.000) ³ |
| POWER50MLOA | 0.532 (0.346 – 0.698) ¹ | 0.706(0.000) ³ | 0.433(0.007) ³ | 0.517(0.001) ³ |
| POWER50APOA | 0.554 (0.370 – 0.716) ¹ | 0.598(0.000) ³ | 0.606(0.000) ³ | 0.572(0.000) ³ |
| POWER95RDOA | 0.665 (0.505 – 0.794) ¹ | 0.765(0.000) ³ | 0.652(0.000) ³ | 0.571(0.000) ³ |
| POWER95MLOA | 0.735 (0.596 – 0.841) ¹ | 0.805(0.000) ³ | 0.766(0.000) ³ | 0.675(0.000) ³ |
| POWER95APOA | 0.650 (0.487 – 0.784) ¹ | 0.683(0.000) ³ | 0.692(0.000) ³ | 0.629(0.000) ³ |
| CFREQRDOA | 0.743 (0.578 – 0.907) ² | 0.715(0.000) ⁴ | 0.529(0.001) ⁴ | 0.527(0.000) ⁴ |
| CFREQMLOA | 0.707 (0.559 – 0.822) ¹ | 0.834(0.000) ³ | 0.662(0.000) ³ | 0.632(0.000) ³ |
| CFREQAPOA | 0.716 (0.572 – 0.828) ¹ | 0.796(0.000) ³ | 0.742(0.000) ³ | 0.742(0.000) ³ |
| FREQDRDOA | 0.506 (0.317 – 0.679) ¹ | 0.550(0.000) ³ | 0.570(0.000) ³ | 0.410(0.010) ³ |
| FREQDMLOA | 0.481 (0.290 – 0.659) ¹ | 0.594(0.000) ³ | 0.498(0.001) ³ | 0.404(0.012) ³ |
| FREQDAPOA | 0.630 (0.460 – 0.770) ¹ | 0.616(0.000) ³ | 0.659(0.000) ³ | 0.712(0.000) ³ |
| MDISTOC | 0.650 (0.486 – 0.784) ¹ | 0.791(0.000) ³ | 0.643(0.000) ³ | 0.510(0.001) ³ |
| MDISTMLOC | 0.637 (0.471 – 0.775) ¹ | 0.782(0.000) ³ | 0.589(0.000) ³ | 0.535(0.001) ³ |
| MDISTAPOC | 0.665 (0.505 – 0.794) ¹ | 0.701(0.000) ³ | 0.742(0.000) ³ | 0.547(0.000) ³ |
| RDISTOC | 0.653 (0.490 – 0.786) ¹ | 0.789(0.000) ³ | 0.640(0.000) ³ | 0.520(0.001) ³ |
| RDISTMLOC | 0.635 (0.468 – 0.774) ¹ | 0.787(0.000) ³ | 0.569(0.000) ³ | 0.538(0.000) ³ |
| RDISTAPOC | 0.669 (0.510 – 0.797) ¹ | 0.723(0.000) ³ | 0.728(0.000) ³ | 0.548(0.000) ³ |

| | | | | |
|-------------|--------------------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| TOTEXOC | 0.715 (0.559 – 0.872) ² | 0.729(0.000) ⁴ | 0.796(0.000) ⁴ | 0.664(0.000) ⁴ |
| TOTEXMLOC | 0.682 (0.499 – 0.864) ² | 0.739(0.000) ⁴ | 0.757(0.000) ⁴ | 0.760(0.000) ⁴ |
| TOTEXAPOC | 0.742 (0.570 – 0.913) ² | 0.776(0.000) ⁴ | 0.837(0.000) ⁴ | 0.657(0.000) ⁴ |
| MVELOOC | 0.715 (0.545 – 0.886) ² | 0.729(0.000) ⁴ | 0.796(0.000) ⁴ | 0.664(0.000) ⁴ |
| MVELOMLOC | 0.682 (0.481 – 0.882) ² | 0.739(0.000) ⁴ | 0.757(0.000) ⁴ | 0.760(0.000) ⁴ |
| MVELOAPOC | 0.742 (0.577 – 0.906) ² | 0.776(0.000) ⁴ | 0.837(0.000) ⁴ | 0.657(0.000) ⁴ |
| sRDOC | 0.625 (0.454 – 0.767) ¹ | 0.746(0.000) ³ | 0.601(0.000) ³ | 0.508(0.001) ³ |
| AREACCOC | 0.559 (0.375 – 0.720) ¹ | 0.717(0.000) ³ | 0.606(0.000) ³ | 0.322(0.049) ³ |
| SAPMLOC | 0.291 (-0.084 – 0.667) ² | 0.222(0.180) ⁴ | 0.222(0.180) ⁴ | 0.351(0.031) ⁴ |
| AREACEOC | 0.576 (0.395 – 0.732) ¹ | 0.761(0.000) ³ | 0.584(0.000) ³ | 0.344(0.034) ³ |
| AREASWOC | 0.571 (0.282 – 0.859) ² | 0.819(0.000) ⁴ | 0.686(0.000) ⁴ | 0.675(0.000) ⁴ |
| MFREQOC | 0.727 (0.561 – 0.893) ² | 0.692(0.000) ⁴ | 0.791(0.000) ⁴ | 0.638(0.000) ⁴ |
| MFREQMLOC | 0.578 (0.398 – 0.733) ¹ | 0.614(0.000) ³ | 0.545(0.000) ³ | 0.644(0.000) ³ |
| MFREQAPOC | 0.819 (0.701 – 0.937) ² | 0.736(0.000) ⁴ | 0.851(0.000) ⁴ | 0.674(0.000) ⁴ |
| FDCCOC | 0.759 (0.630 – 0.856) ¹ | 0.794(0.000) ³ | 0.788(0.000) ³ | 0.725(0.000) ³ |
| FDCEOC | 0.732 (0.586 – 0.878) ² | 0.762(0.000) ⁴ | 0.793(0.000) ⁴ | 0.683(0.000) ⁴ |
| RANGEXOC | 0.600 (0.423 – 0.749) ¹ | 0.779(0.000) ³ | 0.486(0.002) ³ | 0.518(0.001) ³ |
| RANGEYOC | 0.574 (0.391 – 0.730) ¹ | 0.626(0.000) ³ | 0.622(0.000) ³ | 0.461(0.004) ³ |
| MUORDOC | 0.491 (0.184 – 0.797) ² | 0.671(0.000) ⁴ | 0.598(0.000) ⁴ | 0.727(0.000) ⁴ |
| MUOMLOC | 0.311 (-0.0496 – 0.673) ² | 0.735(0.000) ⁴ | 0.649(0.000) ⁴ | 0.709(0.000) ⁴ |
| MUOAPOC | 0.358 (-0.028 – 0.745) ² | 0.635(0.000) ⁴ | 0.616(0.000) ⁴ | 0.640(0.000) ⁴ |
| POWER5ORDOC | 0.473 (0.198 – 0.749) ² | 0.328(0.044) ⁴ | 0.529(0.001) ⁴ | 0.618(0.000) ⁴ |
| POWER5OMLOC | 0.506 (0.316 – 0.680) ¹ | 0.554(0.000) ³ | 0.494(0.002) ³ | 0.503(0.001) ³ |
| POWER5OAPOC | 0.756 (0.611 – 0.901) ² | 0.745(0.000) ⁴ | 0.782(0.000) ⁴ | 0.712(0.000) ⁴ |
| POWER95RDOC | 0.776 (0.654 – 0.867) ¹ | 0.852(0.000) ³ | 0.790(0.000) ³ | 0.697(0.000) ³ |
| POWER95MLOC | 0.726 (0.586 – 0.835) ¹ | 0.824(0.000) ³ | 0.680(0.000) ³ | 0.692(0.000) ³ |
| POWER95APOC | 0.809 (0.693 – 0.924) ² | 0.753(0.000) ⁴ | 0.812(0.000) ⁴ | 0.727(0.000) ⁴ |
| CFREQRDOC | 0.742 (0.607 – 0.845) ¹ | 0.836(0.000) ³ | 0.738(0.000) ³ | 0.650(0.000) ³ |
| CFREQMLOC | 0.708 (0.561 – 0.823) ¹ | 0.843(0.000) ³ | 0.630(0.000) ³ | 0.685(0.000) ³ |
| CFREQAPOC | 0.8242 (0.721 – 0.927) ² | 0.742(0.000) ⁴ | 0.818(0.000) ⁴ | 0.736(0.000) ⁴ |
| FREQDRDOC | 0.497 (0.303 – 0.673) ¹ | 0.417(0.009) ³ | 0.407(0.011) ³ | 0.669(0.000) ³ |
| FREQDMLOC | 0.610 (0.438 – 0.755) ¹ | 0.691(0.000) ³ | 0.502(0.000) ³ | 0.657(0.000) ³ |
| FREQDAPOC | 0.552 (0.336 – 0.715) ¹ | 0.656(0.000) ³ | 0.499(0.000) ³ | 0.502(0.001) ³ |

¹ICC(2,1), ²ICC (2,1) utilizando Bootstrap, ³Coficiente de correlación de Pearson, ⁴Coficiente de correlación de Spearman.

Usabilidad (Cuestionario SUS)

Cuatro estudiantes de la Licenciatura en Gerontología y dos Licenciados en Fisioterapia participaron dentro del estudio de usabilidad. Los cinco operadores (edad: 25.8 ± 7.12 años, experiencia en el cuidado y manejo geriátrico: 5.1 ± 3.69 años) contestaron el cuestionario SUS al terminar la totalidad de las pruebas experimentales de equilibrio. El puntaje SUS y el descriptivo de cada operador se muestra en la Tabla 16.

Los resultados indican que la WBB posee puntaje SUS promedio de 92.5 puntos y una desviación estándar de 6.84 puntos. Por otra parte, 4 de 5 operadores calificaron la usabilidad de la WBB como excelente, mientras que solo un operador indicó la WBB posee

una usabilidad aceptable. Además, Los puntajes SUS no mostraron un grado de correlación significativo con la experiencia (CCP=0.60), ni con la edad de los operadores (CCP=0.462).

Tabla 16 Resultados del puntaje de usabilidad

| ID encuestador | Edad [años] | Experiencia [años] | Puntaje SUS |
|-----------------------|------------------------|-------------------------------|--------------------|
| Operador 1 | 21 | 3.5 | 100 |
| Operador 2 | 21 | 2.5 | 90 |
| Operador 3 | 20 | 1.5 | 82.5 |
| Operador 4 | 35 | 10 | 92.5 |
| Operador 5 | 32 | 8 | 97.5 |

CAPÍTULO 4: DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo se presenta un análisis de los resultados de confiabilidad y usabilidad obtenidos durante las pruebas experimentales, asimismo, se realiza una comparación con el estado del arte.

El propósito del presente trabajo fue definir el grado de confiabilidad y usabilidad de la WBB al ser utilizada por profesionales de la salud con experiencia en el cuidado y manejo geriátrico (ECMG). Investigaciones anteriores (89,92) han indicado que la WBB es una herramienta confiable, segura y factible para ser utilizada en la evaluación del equilibrio estático del adulto mayor en el entorno clínico. Sin embargo, se han limitado a estudiar solamente el indicador TOTEX, en este sentido es importante poder definir cuál es la confiabilidad de los principales indicadores del CoP.

El análisis de los 79 indicadores del CoP sugiere que la WBBm posee un nivel de confiabilidad intra-instrumento de malo a excelente, esto sugiere que el tamaño de muestra para algunos de los indicadores del CoP no fue suficiente para reducir el intervalo de confianza al 95% que contiene el valor poblacional del ICC. Por otra parte, los indicadores del CoP que reportaron mayor confiabilidad intra-instrumento, poseen un nivel de bueno a excelente, los cuales son TOTEXMLOA (ICC=0.92(0.792 –0.971), MVELMLOA (ICC=0.92 (0.792 –0.971), y POWER95MLOC (ICC=0.948 (0.862 –0.982).

Prieto S. y Luis F.(89) realizaron un estudio de confiabilidad intra-instrumento para una WBB con un intervalo de tiempo no mayor a tres semanas entre el *test* y el *retest*, en el que participaron veinte adultos mayores (edad: 67.32 ± 3.43 años) altamente funcionales, reportando que la WBB posee un nivel de confiabilidad de malo a moderado para TOTEXOA (ICC(2,1)=0.75 (0.59 – 0.85)) y TOTEXOC (ICC CC(2,1)=0.69 (0.49, 0.82)). Por otra parte, los hallazgos del presente estudio indican que el nivel de confiabilidad de la WBBm está comprendido de malo a excelente para el TOTEXOA (ICC=0.743 (0.491 – 0.995)) y de moderado a excelente para el TOTEXOC (ICC=0.788 (0.503 – 0.920)).

Por otra parte, Mojgan M. (107) realizó un estudio similar, pero para la plataforma de fuerza de grado laboratorio Bertec 4060-10 (con amplificador Bertec AM-6701), en el que participaron dieciséis adultos mayores altamente funcionales, quienes realizaron un *test-retest* de evaluaciones del equilibrio durante treinta segundos en seis condiciones diferentes (ojos abiertos con y sin tareas duales; ojos cerrados con y sin tareas duales; ojos abiertos superficie suave con y sin tareas duales) con descansos de cinco minutos entre las evaluaciones para cada condición y un intervalo de tiempo entre el *test* y el *retest* de una semana. Mojan M. indicó los siguientes niveles de confiabilidad: MVELOA (ICC(2,3)=0.89(0.58-0.97)), MVELOC (ICC(2,3)=0.70(0.00-0.92), AREACEOA

(ICC(2,3)=0.86(0.44 – 0.96) y AREACEOC (ICC(2,3)=0.80(0.18-0.95)). Asimismo, Reza S. (108) también realizó un estudio similar al de Mojgan M. (107), empleando el mismo dispositivo, pero evaluando a dieciocho adultos mayores sanos, en el que se reportaron los siguientes niveles de confiabilidad: MVELOA (ICC(2,3)=0.84(0.49-0.94)), MVELOC (ICC(2,3)=0.82(0.45-0.94)), AREACEOA (ICC(2,3)=0.88(0.63 – 0.96) y AREACEOC (ICC(2,3)=0.83(0.49-0.94)). Los hallazgos de la presente tesis sugieren que la WBB posee mejor nivel de confiabilidad del indicador AREACEOA, y niveles de confiabilidad similares en los indicadores MVELOOA y MVELOOC con respecto a los dos estudios en los que se empleó un instrumento profesional de laboratorio (107,108). En este sentido, los indicadores calculados por la WBBm poseen los siguientes niveles de confiabilidad intra-instrumento: MVELOA (ICC=0.743 (0.494 – 0.903)), MVELOC (ICC=0.788 (0.503 – 0.920)), AREACEOA (ICC=0.817 (0.637 – 0.996)), AREACEOC (ICC=0.599 (0.2078 – 0.990)).

En resumen, al comparar los resultados de esta investigación (WBBm con una frecuencia de muestreo estable de 50 Hz) con lo reportado en el estado del arte, se puede observar una similitud o mejoría en el grado de confiabilidad intra-instrumento respecto a otros estudios que utilizaron una WBB (89) y la plataforma de fuerza de grado laboratorio Bertec 4060-10 (107,108), incluso para cuando la WBBm evaluó una muestra de adultos mayores con patologías y condiciones físicas heterogéneas, respecto a otros estudios (89,107,108) quienes evaluaron la confiabilidad de sus dispositivos con una muestra de adultos mayores altamente funcionales y sanos a conveniencia.

Por otra parte, respecto a la confiabilidad inter-operador de la WBBm, los indicadores del CoP como TOTEXAPOA, MVELOOA, AREASWOA, CFREQRDOA, TOTEXAPOC, MVELOAPOC, MFREQAPOC, POWER50APOC, POWER95APOC, y CFREQAPOC, que representan 12.65% del total de los indicadores del CoP calculados por la WBBm, poseen un nivel de confiabilidad de moderado a excelente, mientras que el 34.17% posee un nivel de confiabilidad de moderado a bueno. Por su parte, Wen-Die Chang (81) realizó un estudio de confiabilidad inter-operador de consistencia en la WBB frente al sistema comercial *The smart balance master system* (SBM), en el que participaron veinte adultos mayores sanos (edad = 67,32 ± 3,43 años), reportando que los indicadores TOTEXOA y TOTEXOC poseen una confiabilidad de buena a excelente (ICC(3,1)=0.93(0.86–0.97) y ICC(3,1)=0.99(0.97–0.99) respectivamente). Estos resultados podrían indicar que la WBB posee una confiabilidad inter-operador similar a las plataformas de fuerza comerciales, asimismo, ese mismo autor señala que la WBB es una herramienta alternativa para evaluar la capacidad de equilibrio de las personas mayores. Además, Rafal S.(109) realizó un estudio de confiabilidad de la plataforma de fuerza comercial AccuGait, donde participaron veintisiete hombres adultos mayores (edad: 71.4 ± 4.9 años), a quienes un mismo operador evaluó el equilibrio de manera repetida en 4 ocasiones con intervalos de 2 minutos entre pruebas, posteriormente se calcularon los siguientes indicadores del CoP y sus niveles de confiabilidad: RANGEYOA (ICC(2,1)=0.42(0.23-0.63)), RANGEXOYA (ICC(2,1)=0.51(0.23-0.63)), MVELOA (ICC(2,1)=0.84(0.74-0.92)) y AREACEOA (ICC(2,1)=0.61(0.43-0.77)) indicando que ese

dispositivo solo es confiable para evaluar el indicador MVELOA. Por otra parte, los hallazgos de este estudio indican que la WBBm posee un nivel de confiabilidad inter-operador predominantemente mejor que el obtenido por la plataforma de fuerza comercial AccuGait, debido a que los indicadores calculados por la WBBm presentan los siguientes resultados: RANGEYOA (ICC(2,1)=0.745(0.423–0.902)), RANGEXO (ICC(2,1)=0.834(0.597–0.938)), MVELOA (ICC(2,1)=0.743 (0.494 – 0.903)) y AREASWOA (ICC(2,1)= 0.710 (0.550 – 0.871)). Lo anterior sugiere que la WBBm posee un mayor nivel de confiabilidad para los parámetros RANGEYOA, RANGEXO, AREASWOA que el dispositivo comercial AccuGait incluso para cuando la WBBm evalué muestras con características heterogéneas e intervalos de tiempo entre pruebas más estrictos y apropiados (9).

La confiabilidad inter-operador e intra-instrumento del INDICADOR RIESGO DE CAÍDA muestran resultados no admisibles de confiabilidad, se sugiere que esto pudo ser generado por el tamaño de muestra y las características heterogéneas de los adultos mayores incluidos en el presente trabajo de tesis, respecto a la muestra ocupada para generar el modelo matemático necesario para calcular el INDICADOR RIESGO DE CAÍDA, donde participó un grupo de 414 adultos mayores funcionales que viven comunidad (12).

En lo que respecta a la evaluación de usabilidad, el análisis de los puntajes SUS indican que la WBBm posee un grado usabilidad excelente para profesionales de la salud con ECMG, sin embargo, la no correlación entre los años de ECMG y los puntajes SUS sugiere la usabilidad de la WBB no se ve afectada por el nivel experiencia del operador.

La evidencia estadística presentada en este trabajo refuerza la idea de que la WBBm es un dispositivo confiable y seguro para ser utilizado en el entorno clínico para la evaluación del equilibrio de los adultos mayores. Además, se sugiere que la confiabilidad es suficiente para poder evaluar el equilibrio de adultos mayores residentes de asilos y/o altamente funcionales en estudios longitudinales, incluso cuando la muestra o el individuo presente patologías y/o deficiencias físicas.

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

En este capítulo se le presenta al lector las conclusiones del trabajo de tesis, donde se realiza una interpretación concisa de los resultados y sus discusiones. Además, se puntualiza sobre los objetivos planteados al inicio de este trabajo y las conclusiones de cada uno de ellos.

Se cumplió el objetivo principal de este trabajo de tesis, pues el análisis estadístico de los 79 indicadores del CoP y la obtención de los puntajes SUS permitieron estimar cuantitativamente el grado de confiabilidad y usabilidad de la WBBm. En este sentido, se concluye a partir de la validez de criterio (11) y los resultados obtenidos en este trabajo que, es seguro y confiable utilizar la WBBm para la evaluación del equilibrio del adulto mayor en un entorno clínico. Aunado a los puntajes SUS, se indica que la WBBm posee un grado de usabilidad excelente para profesionales de la salud con experiencia en el ECMG, lo que sugiere que es una alternativa de fácil uso, bajo costo y portátil ante las plataformas de fuerza grado laboratorio, y frente a las escalas clínicas para la evaluación del equilibrio, la WBBm puede ayudar a reducir el sesgo en las evaluaciones dependiente de la experiencia y subjetividad del evaluador, pues su funcionamiento permite medir parámetros cuantitativos del equilibrio en lugares sin controles de laboratorio, logrando el estudio del equilibrio de poblaciones vulnerables directamente en sus entornos típicos como son: pequeñas clínicas, consultorios médicos, casas de salud rurales, cárceles, etcétera, lo que permitiría sustentar la posible incorporación del dispositivo en los planes de salud pública en atención al problema de las caídas entre las personas mayores a mediano plazo.

Durante el desarrollo del trabajo se reclutó una muestra de participantes adultos mayores y operadores de la WBBm respetando lo establecido en los criterios de inclusión y exclusión, que junto con el cálculo de la muestra permitieron obtener resultados que reflejan estadísticamente a la población de estudio. Sin embargo, las condiciones actuales generadas por la pandemia del COVID-19 han limitado aumentar la muestra de estudio, lo que impactó en amplios intervalos de confianza al 95% para algunos indicadores de CoP durante el análisis de confiabilidad.

Se capacitaron a los operadores de la WBBm quienes posteriormente realizaron de manera exitosa las pruebas experimentales de confiabilidad y usabilidad, lo que permitió recolectar los indicadores del CoP de cada uno de los participantes adultos mayores. Con dichos datos se realizó un análisis estadístico de la confiabilidad de la WBBm. Al terminar las pruebas experimentales de confiabilidad se recopiló la información del cuestionario SUS aplicados a los operadores, lo que permitió definir la confiabilidad y la usabilidad del dispositivo WBB.

Con base en lo anterior, la hipótesis planteada al inicio de la investigación se puede validar y aceptar, pero teniendo en cuenta que no todos los indicadores del CoP calculados por la WBBm poseen una confiabilidad aceptable para la evaluación del equilibrio en el entorno clínico. Sin embargo, se demostró a partir de las evaluaciones de confiabilidad intra-

instrumento, que el 34.17% de los 79 indicadores del CoP muestran un nivel de confiabilidad aceptable, mientras que el 51.89% de los indicadores del CoP se correlacionan de manera significativa en el *test* frente al *retest*. Por otra parte, se demostró que para la confiabilidad inter-operador un 46.83% de los 79 indicadores del CoP poseen un nivel de confiabilidad aceptable, incluso similar o superior a los reportados por plataformas de fuerzas comerciales (81,107,109).

En cuanto a la usabilidad de la WBBm para la evaluación del equilibrio estudiada desde el punto de vista de los operadores de la tecnología, este trabajo es el primero reportado en el estado del arte, y los resultados indican que la WBBm es un dispositivo con un grado de usabilidad excelente para los profesionales de la salud con experiencia en el ECMG.

Bibliografía

1. OMS. Caídas [Internet]. 2018 [cited 2020 Oct 9]. Available from: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>
2. Gac Espínola H. Caídas en el adulto mayor [Internet]. [cited 2022 Jan 8]. Available from: <https://medicina.uc.cl/publicacion/caidas-adulto-mayor/>
3. Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [Internet]. 2010 Jun [cited 2020 Nov 20];46(2):239–48. Available from: </pmc/articles/PMC3033730/?report=abstract>
4. Goble DJ, Cone BL, Fling BW. Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: The first half decade of “wii-search” [Internet]. Vol. 11, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. BioMed Central Ltd.; 2014 [cited 2020 Oct 6]. p. 12. Available from: </pmc/articles/PMC3922272/?report=abstract>
5. Chang JO, Levy SS, Seay SW, Goble DJ. An Alternative to the balance error scoring system: Using a low-cost balance board to improve the validity/reliability of sports-related concussion balance testing. *Clinical Journal of Sport Medicine* [Internet]. 2014 Apr [cited 2022 Jan 8];24(3):256–62. Available from: https://journals.lww.com/cjsportsmed/Fulltext/2014/05000/An_Alternative_to_the_Balance_Error_Scoring.10.aspx
6. Pivnickova L, Dolinay V, Vasek V. Evaluation of static posturography via the Wii Balance Board. In: *Proceedings of the 2014 15th International Carpathian Control Conference, ICC 2014*. IEEE Computer Society; 2014. p. 437–41.
7. Nagymate G, Vamos B, Kiss RM. Validation of the Nintendo Wii Balance Board for stabilometry measurements. In: *2016 International Symposium on Small-Scale Intelligent Manufacturing Systems, SIMS 2016*. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.; 2016. p. 111–4.
8. Leach JM, Mancini M, Peterka RJ, Hayes TL, Horak FB. Validating and calibrating the Nintendo Wii balance board to derive reliable center of pressure measures. *Sensors (Switzerland)* [Internet]. 2014 Sep 29 [cited 2020 Oct 3];14(10):18244–67. Available from: </pmc/articles/PMC4239899/?report=abstract>
9. Clark RA, Mentiplay BF, Pua YH, Bower KJ. Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. *Gait and Posture*. 2018 Mar 1;61:40–54.
10. ESTEVEZ PEDRAZA AG. Diseño y construcción de un dispositivo electrónico para cuantificar el riesgo de caída basado, en mediciones del CoP en adultos mayores en ambientes fuera de laboratorio [Internet]. [Toluca]: Universidad Autónoma del

Estado de México; 2021 [cited 2021 Sep 25]. Available from:
<http://ri.uaemex.mx/handle/20.500.11799/110594>

11. Estévez-Pedraza ÁG, Martínez-Méndez R, Portillo-Rodríguez O, Parra-Rodríguez L. Portable Device for the Measurement and Assessment of the Human Equilibrium. *Annals of Biomedical Engineering* [Internet]. 2020 Oct 2 [cited 2020 Oct 6];1–13. Available from: <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02630-w>
12. Estévez-Pedraza ÁG, Parra-Rodríguez L, Martínez-Méndez R, Portillo-Rodríguez O, Ronzón-Hernández Z. A novel model to quantify balance alterations in older adults based on the center of pressure (CoP) measurements with a cross-sectional study. Rouhani H, editor. *PLOS ONE* [Internet]. 2021 Aug 16 [cited 2021 Aug 19];16(8):e0256129. Available from: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0256129>
13. Brink Y, Louw QA. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. *Journal of Evaluation in Clinical Practice* [Internet]. 2012 Dec 1 [cited 2020 Nov 17];18(6):1126–32. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2753.2011.01707.x>
14. Cortés-Reyes É, Rubio-Romero JA, Gaitán-Duarte H. Métodos estadísticos de evaluación de la concordancia y la reproducibilidad de pruebas diagnósticas. *Revista Colombiana de Obstetricia y Ginecología* [Internet]. 2010 Sep 30 [cited 2021 Sep 24];61(3):247–55. Available from: <https://revista.fecolsog.org/index.php/rcog/article/view/271>
15. Abrahamová D, Hlavačka F. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiol Res* [Internet]. 2008 [cited 2020 Sep 25];57(6):957–64. Available from: www.biomed.cas.cz/physiolres/Physiol.Res.57:957-964,2008
16. Noohu MM, Dey AB, Hussain ME. Relevance of balance measurement tools and balance training for fall prevention in older adults. *Journal of Clinical Gerontology and Geriatrics*. 2014 Jun 1;5(2):31–5.
17. Roman-Liu D. Age-related changes in the range and velocity of postural sway. Vol. 77, *Archives of Gerontology and Geriatrics*. Elsevier Ireland Ltd; 2018. p. 68–80.
18. OMS. WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age [Internet]. Switzerland: WHO Library Cataloguing-in-Publication Data; Available from: https://www.who.int/ageing/publications/Falls_prevention7March.pdf?ua=1
19. SECRETARIA DE SALUD. Modelo para la Prevención de Lesiones por Caídas en Personas Adultas Mayores en México [Internet]. Vol. 1. 2016 [cited 2020 Oct 9]. 16 p. Available from: <https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/207103/ModeloCaidas2.pdf>
20. INEGI. ESTADÍSTICAS A PROPÓSITO DEL DÍA INTERNACIONAL DE LAS PERSONAS DE EDAD (1º DE OCTUBRE) DATOS NACIONALES [Internet]. [cited 2020 Oct 9]. Available from:

https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2019/edad2019_Nal.pdf

21. Matern U, Büchel D. Usability of Medical Devices. In: Kramme R, Hoffmann KP, Pozos RS, editors. Springer Handbook of Medical Technology [Internet]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011. p. 59–71. Available from: https://doi.org/10.1007/978-3-540-74658-4_6
22. Vitor George Victorio L, Shizuko Fujisawa D. Influence of age, sex, and visual information on postural control in children. *The Journal of Physical Education*. 2019;25(1):1–4.
23. Cardinali DP. Control de la postura y el equilibrio. Generación del movimiento. In: *Neurociencia Aplicada/ Applied Neuroscience: Sus Fundamentos/ It's Fundamentals* [Internet]. Buenos Aires, Argentina.: Ed. Médica Panamericana; 2007. p. 235. Available from: <https://books.google.com.mx/books?id=3NcgrlhQIAC&pg=PA235&dq=que+son+movimientos+compensatorios&hl=es-419&sa=X&ved=2ahUKEwiSoJnU4sHsAhVP7qwKHejuDoYQ6AEwChOECAQQAg#v=onepage&q=que+son+movimientos+compensatorios&f=false>
24. Huang MW, Hsu CJ, Kuan CC, Chang WH. Static balance function in children with cochlear implants. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2011 May 1;75(5):700–3.
25. Yeh TT, Cluff T, Balasubramaniam R. Visual Reliance for Balance Control in Older Adults Persists When Visual Information Is Disrupted by Artificial Feedback Delays. *PLoS ONE* [Internet]. 2014 [cited 2020 Sep 22];9(3):1–8. Available from: www.plosone.org
26. Stack B, Sims A. The relationship between posture and equilibrium and the auriculotemporal nerve in patients with disturbed gait and balance. *Cranio - Journal of Craniomandibular Practice* [Internet]. 2009 [cited 2020 Sep 22];27(4):248–60. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1179/crn.2009.036>
27. Grace Gaerlan M, Alpert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. *J Am Acad Nurse Pract* [Internet]. 2012 Jun 1 [cited 2020 Sep 22];24(6):375–81. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1745-7599.2012.00699.x>
28. REMINGTON L. Visual System. In: *Clinical Anatomy of the Visual System*. 2nd Ed. Michigan, Estados Unidos: Elsevier; 2005. p. 1–8.
29. Frederic H. Martini. Sistema nervioso: Sensibilidad general y sentidos especiales. In: *Anatomía humana*. 6ta ed. Madrid, España: Pearson Educación; 2009. p. 483.
30. REMINGTON L. Visual Pathway. In: *Clinical Anatomy of the Visual System* [Internet]. 2nd Ed. Michigan, Estados Unidos: Elsevier; 2005 [cited 2020 Oct 18]. p. 232–53.

Available from:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978075067490450017X>

31. Andersen GJ. Aging and vision: Changes in function and performance from optics to perception. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Cognitive Science* [Internet]. 2012 May [cited 2020 Nov 6];3(3):403–10. Available from: </pmc/articles/PMC3424001/?report=abstract>
32. Saftari LN, Kwon OS. Ageing vision and falls: a review. *Journal of Physiological Anthropology* [Internet]. 2018 Feb 21 [cited 2022 Jan 8];37(1). Available from: </pmc/articles/PMC5913798/>
33. Mirabile CS. Physiology-Vestibular System. *Physiology, Vestibular System* [Internet]. 1974 Feb 24 [cited 2020 Sep 22];7(2):41–2. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532978/>
34. Gutierrez FQ. Sentido del oído. In: *Tratado de anatomía humana Tomo III*. Ciudad de México, México: Editorial Porrúa; 2015. p. 483–96.
35. Mathews MA, Camp AJ, Murray AJ. Reviewing the role of the efferent vestibular system in motor and vestibular circuits [Internet]. Vol. 8, *Frontiers in Physiology*. Frontiers Media S.A.; 2017 [cited 2020 Sep 22]. p. 552. Available from: </pmc/articles/PMC5539236/?report=abstract>
36. Arshad Q, Seemungal BM. Age-Related Vestibular Loss: Current Understanding and Future Research Directions. *Front Neurol*. 2016;7:231.
37. Márquez MM, Gory AH, Machín AP, Díaz MF. Posture and equilibrium in the bigger adult. It is interrelation with science, technology and society. *Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación* [Internet]. 2018 [cited 2021 Feb 28];10(1):122–33. Available from: <http://www.sld.cu/sitios/revrehabilitacion/http://www.sld.cu/sitios/revrehabilitacion/123>
38. Suárez H, Suárez A. EL SINDROME VESTIBULAR EN EL ADULTO MAYOR. *Revista Médica Clínica Las Condes* [Internet]. 2016 Nov 1 [cited 2021 Mar 7];27(6):872–9. Available from: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-articulo-el-sindrome-vestibular-en-el-S0716864016301225>
39. José Roberto Rosler, Daniel P. Cardinali JAZG. Sistema sensoriales. In: *Best & Taylor Bases Fisiológicas de la Práctica Médica*. Buenos Aires, Argentina.: Panamericana; 2011. p. 880–840.
40. Kalman Rubinson E JL. Sistema nervioso. In: *Berne y Levy Fisiología*. 6ta ed. Barcelona, Spain: Elsevier; 2009. p. 105–10.
41. Cardinali DP. Fisiología del sistema somatosensorial. In: *Neurociencia Aplicada/ Applied Neuroscience: Sus Fundamentos/ It's Fundamentals*. 1ra ed. Buenos Aires, Argentina.: Ed. Médica Panamericana; 2007. p. 100–10.

42. Shaffer SW, Harrison AL. Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Physical Therapy* [Internet]. 2007 Feb 1 [cited 2021 Mar 8];87(2):193–207. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/87/2/193/2742177>
43. Martini FH. Sistema nervioso: Vía y funciones superiores. In: *Anatomía humana*. 6ta ed. Madrid, España: Pearson Educación; 2009AD. p. 431–48.
44. Lindsay M. Biga, Sierra Dawson AH. Sensory and Motor Pathways. In: *Anatomy & Physiology*. Oregon, Estados Unidos: Oregon State University; 2020. p. 1390–441.
45. Frederic H. Martini. Sistema nervioso: Encéfalo y nervios craneales. In: *Anatomía humana*. 6ta ed. Madrid, España: Pearson Educación; 2009AD. p. 386–427.
46. Antranik Kizirian. Functional Areas of The Cerebral Cortex [Internet]. [cited 2020 Nov 7]. Available from: <https://antranik.org/functional-areas-of-the-cerebral-cortex/>
47. Maria A. Patestas LPG. Reticular Formation. In: *A Textbook of Neuroanatomy*. 2nd ed. Wiley Blackwell; 2006. p. 304–14.
48. Salzman B. Gait and Balance Disorders in Older Adults. *American Family Physician* [Internet]. 2010 Jul 1 [cited 2021 Mar 8];82(1):61–8. Available from: C
49. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control [Internet]. Vol. 11, *Journal of Sport Rehabilitation*. Human Kinetics Publishers Inc.; 2002 [cited 2020 Oct 1]. p. 51–66. Available from: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jsr/11/1/article-p51.xml>
50. Doyle RJ, Hsiao-Wecksler ET, Ragan BG, Rosengren KS. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture*. 2007 Feb 1;25(2):166–71.
51. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 1995 Dec 1;3(4):193–214.
52. Marrero RCM, Rull IM. Introducción. In: Miralles, RC, *Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*. Barcelona, Spain: MASSON, S.A.; 2007. p. 1–6.
53. Paillard T, Noé F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International* [Internet]. 2015 [cited 2020 Oct 2];2015:1–15. Available from: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/891390/>
54. Carbonell Baeza Virginia Aparicio García-Molina Manuel Delgado Fernández AA, Carbonell Baeza A. Effects of aging on physical fitness: implications in the Effects of aging on physical fitness: implications in the recommendations of physical activity for older adults. *Rev int cienc deporte* [Internet]. 2009 Oct [cited 2021 Mar 1];5(17):1–18. Available from: <http://www.cafyd.com/REVISTA/01701.pdf>

55. Tareef AA. Falls in the elderly: Spectrum and prevention [Internet]. Vol. 57, Canadian Family Physician. College of Family Physicians of Canada; 2011 [cited 2021 Mar 1]. p. 771–6. Available from: www.cfp.ca
56. Berg RL, Cassells JS. The Second Fifty Years Promoting Health and Preventing Disability. In 1990 [cited 2022 Jan 16]. Available from: <http://www.nap.edu/catalog/1578.html>
57. Rubén L, Eladio M, Alicia V. Modulo II - Factores ambientales en la prevención de caídas. In: Manual de Prevención de caídas en el adulto mayor - Ministerio de salud Gobierno de Chile [Internet]. 1ra ed. [cited 2022 Jan 16]. Available from: <https://www.minsal.cl/portal/url/item/ab1f8c5957eb9d59e04001011e016ad7.pdf>
58. Panjan A, Sarabon N. Review of Methods for the Evaluation of Human Body Balance. Sport Science Review. 2010;XIX(6).
59. Alonso AC, Luna NM, Dionísio FN, Speciali DS, Leme LEG, Greve JMD. Functional Balance Assessment: review. Medical Express [Internet]. 2014 [cited 2021 Mar 7];1(6):298–301. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2358-04292014000600298&lng=en&nrm=iso&tlng=en
60. Park SH. Tools for assessing fall risk in the elderly: a systematic review and meta-analysis. Aging Clinical and Experimental Research [Internet]. 2018 Jan 1 [cited 2021 Mar 6];30(1):1–16. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s40520-017-0749-0>
61. García-Pastor C ÁSGA. La prueba de Romberg y Moritz Heinrich Romberg. Rev Mex Neuroci. 2014 Jan;15(1):31–5.
62. Terekhov Y. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. Canadian Medical Association Journal [Internet]. 1976 Oct 1 [cited 2020 Oct 2];115(7):631–3. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC974950/?tool=EBI>
63. Kinoshita F. Expression of Balance Function During Exposure to Stereoscopic Video Clips. In: Stereopsis and Hygiene. Gateway East, Singapore: Springer; 2018. p. 67–76.
64. Gomes R. Bases de entrenamiento deportivo para adultos mayores: procedimientos de evaluación. Madrid, España: DYKINSON S.L; 2018.
65. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. Gait and Posture. 2013 Feb 1;37(2):290–2.
66. Petrocci KE, Sandoval RPC. La medición del control postural con estabilometría- una revisión documental. Revista Colombiana de Rehabilitación [Internet]. [cited 2020 Oct 3];10(1):16. Available from: https://www.academia.edu/19357754/LA_MEDICION_DEL_CONTROL_POSTURAL_CON_ESTABILOMETRIA_UNA_REVISION_DOCUMENTAL

67. J. García JAR. Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano. In: *Biomecánica básica: Aplicada a la actividad física y el deporte*. Barcelona, Spain: Editorial Paídotribo; 2015. p. 99–130.
68. Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Bukiet B, Ji Z, Sims T, et al. Measures of postural stability. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2004 Sep;41(5):713–20.
69. Ortuño-Cortés MA, Martín-Sanz E, Barona-de Guzmán R. Posturografía estática frente a pruebas clínicas en ancianos con vestibulopatía. *Acta Otorrinolaringológica Española* [Internet]. 2008 Sep 1 [cited 2020 Oct 22];59(7):334–40. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0001651908755523>
70. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1996 Sep;43(9):956–66.
71. Paola A., Galindo Z, Directora De Tesis M, Ladrón De Guevara E, Asesor M, Castañeda Hernández C. Fundamento teórico 1.1.1 Calidad de los servicios de salud en México [Internet]. [cited 2020 Nov 12]. Available from: www.alianza.salud.gob.mx/descargas/pdf/pns_version_completa.pdf
72. Manterola Delgado C, Grande L, Otzen T, García N, Salazar P, Quiroz G. Reliability, precision or reproducibility of the measurements. Methods of assessment, utility and applications in clinical practice. *Revista Chilena de Infectología* [Internet]. 2018 [cited 2020 Nov 11];35(6):680–8. Available from: www.sochinf.cl
73. Bevan N. Usability is Quality of Use. In: Anzai Y, Ogawa K, Mori H, editors. *Symbiosis of Human and Artifact* [Internet]. Elsevier; 1995. p. 349–54. (Advances in Human Factors/Ergonomics; vol. 20). Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921264706802418>
74. Usability.gov. System Usability Scale (SUS) [Internet]. [cited 2022 Jan 22]. Available from: <https://www.usability.gov/how-to-and-tools/methods/system-usability-scale.html>
75. Barnum CM. Preparing for usability testing. In: *Usability Testing Essentials*. Second Edition. Vermont, USA: Morgan Kaufmann; 2021. p. 197–248.
76. Lewis JR. The System Usability Scale: Past, Present, and Future. *International Journal of Human-Computer Interaction* [Internet]. 2018 Jul 3 [cited 2020 Nov 5];34(7):577–90. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10447318.2018.1455307>
77. Bangor A, Kortum PT, Miller JT. An Empirical Evaluation of the System Usability Scale. <https://doi.org/10.1080/10447310802205776> [Internet]. 2008 Aug [cited 2021 Jul 31];24(6):574–94. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10447310802205776>

78. Bower KJ, McGinley JL, Miller KJ, Clark RA. Instrumented static and dynamic balance assessment after stroke using Wii Balance Boards: reliability and association with clinical tests. *PLoS One* [Internet]. 2014 Dec 26 [cited 2022 Jan 18];9(12). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25541939/>
79. Castelli L, Stocchi L, Patrignani M, Sellitto G, Giuliani M, Prosperini L. We-Measure: Toward a low-cost portable posturography for patients with multiple sclerosis using the commercial Wii balance board. *J Neurol Sci* [Internet]. 2015 Dec 15 [cited 2022 Jan 18];359(1–2):440–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26490321/>
80. Chang JO, Levy SS, Seay SW, Goble DJ. An alternative to the balance error scoring system: using a low-cost balance board to improve the validity/reliability of sports-related concussion balance testing. *Clin J Sport Med* [Internet]. 2014 [cited 2022 Jan 18];24(3):256–62. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24284947/>
81. Chang WD, Chang WY, Lee CL, Feng CY. Validity and Reliability of Wii Fit Balance Board for the Assessment of Balance of Healthy Young Adults and the Elderly. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013;25(10):1251–3.
82. Clark RA, Bryant AL, Pua Y, McCrory P, Bennell K, Hunt M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait Posture* [Internet]. 2010 Mar [cited 2022 Jan 19];31(3):307–10. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20005112/>
83. Jeter PE, Wang J, Gu J, Barry MP, Roach C, Corson M, et al. Intra-session test-retest reliability of magnitude and structure of center of pressure from the Nintendo Wii Balance Board™ for a visually impaired and normally sighted population. *Gait Posture* [Internet]. 2015 [cited 2022 Jan 20];41(2):482. Available from: </pmc/articles/PMC4385439/>
84. Larsen LR, Jørgensen MG, Junge T, Juul-Kristensen B, Wedderkopp N. Field assessment of balance in 10 to 14 year old children, reproducibility and validity of the Nintendo Wii board. *BMC Pediatrics* [Internet]. 2014 Jun 10 [cited 2022 Jan 20];14(1):144. Available from: </pmc/articles/PMC4057805/>
85. Liang Z, Clark R, Bryant A, Quek J, Pua YH. Neck musculature fatigue affects specific frequency bands of postural dynamics during quiet standing. *Gait Posture* [Internet]. 2014 Jan [cited 2022 Jan 20];39(1):397–403. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24021526/>
86. Llorens R, Latorre J, Noé E, Keshner EA. Posturography using the Wii Balance Board™: A feasibility study with healthy adults and adults post-stroke. *Gait Posture* [Internet]. 2016 Jan 1 [cited 2022 Jan 20];43:228–32. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26584877/>
87. Monteiro-Junior R, Ferreira A, Puell V, Lattari E, Machado S, Otero Vaggetti C, et al. Wii Balance Board: Reliability and Clinical Use in Assessment of Balance in Healthy



- Elderly Women. *CNS Neurol Disord Drug Targets* [Internet]. 2015 Dec 9 [cited 2022 Jan 20];14(9):1165–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26556091/>
88. Park DS, Lee G. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [Internet]. 2014 [cited 2022 Jan 20];11(1):99. Available from: </pmc/articles/PMC4074461/>
 89. Scaglioni-Solano P, Aragón-Vargas LF. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board to assess standing balance and sensory integration in highly functional older adults. *International journal of rehabilitation research Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung Revue internationale de recherches de readaptation* [Internet]. 2014 [cited 2022 Jan 20];37(2):138–43. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24445863/>
 90. Severini G, Straudi S, Pavarelli C, da Roit M, Martinuzzi C, di Marco Pizzongolo L, et al. Use of Nintendo Wii Balance Board for posturographic analysis of Multiple Sclerosis patients with minimal balance impairment. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [Internet]. 2017 Mar 11 [cited 2022 Jan 18];14(1). Available from: </pmc/articles/PMC5346266/>
 91. Álvarez-Barbosa F, del Pozo-Cruz J, Sañudo B, Alfonso-Rosa RM. Is the Wii balance board a valid and reliable instrument to assess postural stability in older adults with type 2 diabetes mellitus? *Diabetes Research and Clinical Practice* [Internet]. 2020 Aug 1 [cited 2022 Jan 18];166. Available from: <http://www.diabetesresearchclinicalpractice.com/article/S0168822720305659/fulltext>
 92. Lee J, Webb G, Shortland AP, Edwards R, Wilce C, Jones GD. Reliability and feasibility of gait initiation centre-of-pressure excursions using a Wii® Balance Board in older adults at risk of falling. *Aging Clinical and Experimental Research* [Internet]. 2019 Feb 18 [cited 2022 Jan 18];31(2):257. Available from: </pmc/articles/PMC6373388/>
 93. Meldrum D, Glennon A, Herdman S, Murray D, McConn-Walsh R. Virtual reality rehabilitation of balance: assessment of the usability of the Nintendo Wii® Fit Plus. <http://dx.doi.org/10.3109/174831072011616922> [Internet]. 2012 May [cited 2022 Jan 20];7(3):205–10. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/17483107.2011.616922>
 94. Nawaz A, Skjæret N, Helbostad JL, Vereijken B, Boulton E, Svanaes D. Usability and acceptability of balance exergames in older adults: A scoping review. *Health Informatics Journal* [Internet]. 2016 Dec 1 [cited 2022 Jan 22];22(4):911–31. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/1460458215598638>
 95. Warren S. Browner, Thomas B. Newman SBH. Estimating Sample Size and Power: Applications and Examples. In: *Designing Clinical Research*. 4th ed. Philadelphia, Estados Unidos: LWW; 2013. p. 55–80.

96. Shieh G. Sample size requirements for the design of reliability studies: Precision consideration. *Behavior Research Methods* [Internet]. 2014 Dec 12 [cited 2020 Nov 27];46(3):808–22. Available from: <https://link.springer.com/article/10.3758/s13428-013-0415-1>
97. Salinas-Rodríguez A, en MC, Manrique-Espinoza B, en DC, Isaac Acosta-Castillo G, Franco-Núñez A, et al. Validation of a cutoff point for the short version of the Depression Scale of the Center for Epidemiologic Studies in older Mexican adults. *Salud Publica Mex.* 2014;56:279–85.
98. Charlson ME, Pompei P, Ales KL, MacKenzie CR. A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: Development and validation. *Journal of Chronic Diseases.* 1987 Jan 1;40(5):373–83.
99. Center for Disease Control and Prevention. STEADI - Older Adult Fall Prevention | CDC [Internet]. [cited 2022 Feb 10]. Available from: <https://www.cdc.gov/steady/index.html>
100. Lucy Y, Nina B, Klaus H, Gertrudis K. Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age Ageing* [Internet]. 2005 Nov [cited 2021 Sep 3];34(6):614–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16267188/>
101. Centers for Disease Control and Prevention. Centers for Disease Control and Prevention National Center for Injury Prevention and Control The 4-Stage Balance Test [Internet]. 2017 [cited 2021 Sep 4]. Available from: www.cdc.gov/steady
102. Centers for Disease Control and prevention. Assessment 30-second Chair Stand [Internet]. 2017 [cited 2021 Sep 4]. Available from: www.cdc.gov/steady
103. Centers for Disease Control and Prevention. Assessment Timed Up & Go (TUG) [Internet]. 2017 [cited 2021 Sep 4]. Available from: www.cdc.gov/steady
104. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* [Internet]. 2016 Jun 1 [cited 2021 Sep 25];15(2):155. Available from: [/pmc/articles/PMC4913118/](http://pmc/articles/PMC4913118/)
105. Hayes AF, Krippendorff K. Answering the Call for a Standard Reliability Measure for Coding Data. *Communication Methods and Measures* [Internet]. 2007 Apr [cited 2020 Dec 6];1(1):77–89. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19312450709336664>
106. Bangor A, Kortum PT, Miller JT. An Empirical Evaluation of the System Usability Scale. <https://doi.org/10.1080/10447310802205776> [Internet]. 2008 Aug [cited 2022 Mar 22];24(6):574–94. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10447310802205776>
107. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older

adults: Effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*. 2011 Apr 1;33(4):651–5.

108. Reza S., Ismaeil E., Ali E., Nader M., Mohammad P. Test-retest reliability and minimal detectable change for center of pressure measures of postural stability in elderly subjects. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran* [Internet]. 2010 Feb [cited 2022 Mar 17];23(4):224–32. Available from: <https://mjiri.iiums.ac.ir/article-1-127-en.pdf%20>
109. Stemplewski R, Maciaszek J, Osiński W, Szeklicki R. Test-Retest Reliability of Measurements of the Center of Pressure Displacement in Quiet Standing and During Maximal Voluntary Body Leaning Among Healthy Elderly Men. *Journal of Human Kinetics* [Internet]. 2011 Jun 1 [cited 2022 Mar 16];28(1):15. Available from: </pmc/articles/PMC3592110/>

ANEXO 1

CONSENTIMIENTO INFORMADO

_____, a ____ de _____ del _____.

Título del proyecto: “Análisis de confiabilidad y usabilidad de un dispositivo electrónico portátil que mide el riesgo de caída en adultos mayores”.

El consentimiento puede tener palabras que no entienda. Por favor, pregunte al investigador o equipo de trabajo que le expliquen cualquier palabra que tenga duda.

Justificación: La importancia de este trabajo radica en la necesidad de poder validar la confiabilidad de resultados y la usabilidad de un dispositivo electrónico portátil no comercial para medir el riesgo de caída en adultos mayores.

Objetivo: La investigación tiene como objetivo estimar el grado de usabilidad (que tan fácil es usar el instrumento) y confiabilidad (que tan similares son los resultados en mediciones repetidas) de un dispositivo electrónico que mide el riesgo de caída en adultos mayores (WBB).

Beneficios: En agradecimiento a su participación, al finalizar las pruebas experimentales usted recibirá una constancia de participación a través de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma del Estado de México.

Procedimientos: En caso de aceptar participar en el estudio se realizarán las siguientes actividades:

1. Recibirá una capacitación en el uso del dispositivo electrónico que mide el riesgo de caída en adultos mayores.

2. Durante las pruebas experimentales de confiabilidad:

2.1 El operador principal ayudará en la aplicación de cuestionarios (Escala de Depresión del Centro de Estudios Epidemiológicos, un cuestionario de comorbilidades categorizadas por *Charlson Comorbidity Index*, cuestionario de frecuencia de caídas del CDC, y una Escala de Eficacia de Caídas-Internacional), a toma de variables fisiológicas (signos vitales, peso, talla), aplicación de pruebas de desempeño físico (prueba de equilibrio de 4 etapas, soporte de silla de 30 segundos, y *Time Up & Go*) y evaluaciones de equilibrio usando el WBB. Y en caso de ser necesario acompañar al adulto mayor durante toda la prueba para evitar una caída.

2.2 El asistente del operador principal: ayudará a registrar datos y respuestas del adulto mayor durante las pruebas de desempeño físico, evaluación de equilibrio. Además, durante

toda la evaluación de equilibrio el asistente tendrá que colocar los brazos a los lados del adulto mayor con el fin de evitar una caída.

3. En caso de que un adulto mayor sufra alguna caída, el operador principal tendrá que proporcionar los primeros auxilios al adulto mayor.

4. Al finalizar las pruebas experimentales de confiabilidad, el operador y asistente tendrá que responder un cuestionario que permitirá describir la usabilidad del WBB.

Aclaraciones

1. Su decisión de participar en el estudio es totalmente voluntaria.
2. No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
3. Si decide participar en el estudio, puede retirarse en el momento que lo desee, informando o no las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
4. Su participación es voluntaria, no recibirá pago por su participación.
5. Su participación tendrá un tiempo aproximado de 3 a 6 meses.
6. Cualquier duda, preocupación o queja acerca de algún aspecto de la investigación o de la forma en que he sido tratado durante el transcurso de esta, por favor contacte al investigador principal: Dr. en C. de la Ing. Ángel Gabriel Estévez Pedraza; celular: 7223966470; correo: aestevezp002@profesor.uaemex.mx o al investigador asociado: PLBM. Enrique Hernández Laredo; celular: 9931294295; correo: k_550@live.com.mx
7. La información obtenida en este estudio sobre su identidad, así como todos los datos personales, representan información confidencial. Los resultados, de manera anónima, podrán ser publicados en revistas de investigación científica, tesis o podrán ser presentados en congresos.

Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado que forma parte de este documento.

FIRMA DE CONSENTIMIENTO

Yo, _____, manifiesto que fui informado (a) del propósito, procedimientos y tiempo de participación y en pleno uso de mis facultades, es mi voluntad participar en esta investigación titulada “análisis de confiabilidad y usabilidad de un dispositivo electrónico portátil que mide el riesgo de caída en adultos mayores”.

No omito manifestar que he sido informado(a) clara, precisa y ampliamente, respecto de los procedimientos que implica esta investigación, así como de los riesgos a los que estaré expuesto, ya que dicho procedimiento es considerado de mínimo riesgo.

He leído y comprendido la información anterior, y todas mis preguntas han sido respondidas de manera clara y a mi entera satisfacción, por parte de _____.

NOMBRE Y FIRMA DEL PARTICIPANTE
PADRE/TUTOR O REPRESENTANTE LEGAL
(según aplique, se requiere identificación)

NOMBRE Y FIRMA DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL

TESTIGOS

NOMBRE Y FIRMA
DOMICILIO

NOMBRE Y FIRMA
DOMICILIO

Esta parte debe ser completada por el Investigador:

He explicado a él (la) Sr(a). _____ la naturaleza, los propósitos de la investigación, los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado sus preguntas tanto como mi conocimiento me lo permite. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apego a ella.

FIRMA Y FECHA
NOMBRE Y FIRMA DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL

| | | |
|--|---------------------------------|--|
| B.6 ¿Qué nivel de estudios tiene? | No estudió | <input type="checkbox"/> 0 |
| | Primaria en años: | <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 |
| | Secundaria en años: | <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 |
| | Preparatoria (técnico) en años: | <input type="checkbox"/> 10 <input type="checkbox"/> 11 <input type="checkbox"/> 12 |
| | Licenciatura en años: | <input type="checkbox"/> 13 <input type="checkbox"/> 14 <input type="checkbox"/> 15 <input type="checkbox"/> 16 <input type="checkbox"/> 17 <input type="checkbox"/> 18 |
| | Postgrado en años: | <input type="checkbox"/> 19 <input type="checkbox"/> 20 <input type="checkbox"/> 21 <input type="checkbox"/> 22 <input type="checkbox"/> 23 <input type="checkbox"/> 24 <input type="checkbox"/> ≥25 |
| B.7 ¿Sabe leer? | | <input type="checkbox"/> 0.SI <input type="checkbox"/> 1. No |
| B.8 ¿Sabe escribir? | | <input type="checkbox"/> 0.SI <input type="checkbox"/> 1. No |

Condiciones de salud

| C. PRIMERA MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES | |
|--|---|
| <i>Presión arterial SENTADO:</i> C.1 _____/_____ (mmHg) | <i>Presión arterial DE PIE:</i> C.2 _____/_____ (mmHg) |
| C.3 Frecuencia Cardiaca: _____ | C.4 Frecuencia Respiratoria: _____ |
| C.5 Saturación de oxígeno: _____ | |

| Peso y talla | |
|---------------|-----------------|
| | <i>Medición</i> |
| C.6 Peso (kg) | |
| C.7 Talla (m) | |

| D. ESTADO EMOCIONAL: DEPRESIÓN CES-D7 | |
|--|--|
| F CES D-7 (Salinas-Rodríguez A et al. 2014) | |
| <i>Ahora voy a hacerle algunas preguntas sobre su estado de ánimo durante la <u>última semana</u>. Para cada una de las frases siguientes dígame si usted se sintió así en la última semana (mostrar ficha con opciones de respuesta).</i> | |
| <i>D.1 ¿Sentía como si no pudiera quitarse de encima la tristeza?</i> | <input type="checkbox"/> 0. Rara vez o nunca (menos de 1 día) <input type="checkbox"/> 1. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 2. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 3. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| <i>D.2 ¿Le costaba concentrarse en lo que estaba haciendo?</i> | <input type="checkbox"/> 0. Rara vez o nunca (menos de 1 día) <input type="checkbox"/> 1. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 2. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 3. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| <i>D.3 ¿Se sintió deprimido/a?</i> | <input type="checkbox"/> 0. Rara vez o nunca (menos de 1 día) <input type="checkbox"/> 1. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 2. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 3. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| <i>D.4 ¿Le parecía que todo lo que hacía era un esfuerzo?</i> | <input type="checkbox"/> 0. Rara vez o nunca (menos de 1 día) <input type="checkbox"/> 1. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 2. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 3. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| <i>D.5 ¿No durmió bien?</i> | <input type="checkbox"/> 0. Rara vez o nunca (menos de 1 día) |

| | |
|---------------------------|--|
| | <input type="checkbox"/> 1. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 2. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 3. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| D.6 ¿Disfrutó de la vida? | <input type="checkbox"/> 3. Rara vez o nunca (menos de 1 día) <input type="checkbox"/> 2. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 1. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 0. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| D.7 ¿Se sintió triste? | <input type="checkbox"/> 0. Rara vez o nunca (menos de 1 día) <input type="checkbox"/> 1. Pocas veces o alguna vez (1 a 2 días) <input type="checkbox"/> 2. Un número de veces considerable (3 a 4 días) <input type="checkbox"/> 3. Todo el tiempo o la mayor parte del tiempo (5 a 7 días) <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |

| E. COMORBILIDADES (ESTA SECCIÓN LA PUEDE CONTESTAR UN PROXY). | |
|--|---|
| Índice de comorbilidad de Charlson (<i>Charlson, 1987</i>) | |
| ¿Padece o ha padecido alguna de las siguientes enfermedades y que hayan sido diagnosticadas por un médico? | |
| E.1 <i>Cardiopatía isquémica</i> (<i>Angina de pecho, preinfarto, infarto</i>) | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| E.2 <i>Insuficiencia cardiaca congestiva</i> (<i>Agua en el pulmón, no bombea suficiente agua</i>) | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| E.3 <i>Insuficiencia vascular periférica</i> | <input type="checkbox"/> 0. No |

| | | |
|---|---|-------------------------------|
| <i>(Varices, vasos sanguíneos obstruidos)</i> | <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.4 Enfermedad vascular cerebral (Embolia, derrame o infarto cerebral)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.5 Demencia (Alzheimer)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.6 Enfisema o bronquitis crónica (EPOC)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.7 Artritis reumatoide o lupus</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.8 Gastritis o úlcera gástrica</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.9 Enfermedad hepática leve (cirrosis sin hipertensión portal) (enfermedades del hígado, sin hospitalización)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.10 Diabetes sin complicaciones</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.11 Diabetes con complicaciones (retinopatía, enfermedad renal, amputación)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 2. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.12 Hemiplejía (Parálisis parcial)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 2. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.13 Insuficiencia renal terminal con sustitución (diálisis peritoneal o hemodiálisis)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No | |



| | | |
|--|--|-------------------------------|
| | <input type="checkbox"/> 2. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.14 Cáncer sin metástasis</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 3. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.15 Leucemia</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 3. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.16 Linfoma</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 3. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.17 Enfermedad hepática moderada o severa (cirrosis con hipertensión portal, enfermedades del hígado, con hospitalización)</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 3. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.18 SIDA/VIH</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 6. Sí NS/NR | <input type="checkbox"/> 999. |
| <i>E.19 Cáncer con metástasis</i> | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 6. Sí 999. NS/NR | <input type="checkbox"/> |

| F. CAÍDAS Cuestionario de caídas (CDC) | | |
|---|--------------------------------|--|
| F.1 ¿Se cayó en el último año? | <input type="checkbox"/> 0. No | <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| F.2 ¿Cuántas veces? | _____ Número de caídas | |
| F.3 ¿Presentó alguna herida después de la caída? | <input type="checkbox"/> 0. No | <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| F.4 ¿Se siente inseguro al estar de pie o al caminar? | <input type="checkbox"/> 0. No | <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| F.5 ¿Tiene temor o preocupación de sufrir una caída? | <input type="checkbox"/> 0. No | <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| F.6 ¿Utiliza algún dispositivo auxiliar de la marcha habitualmente (bastón, andadera, muletas)? | <input type="checkbox"/> 0. No | <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| F.7 ¿El dispositivo auxiliar de la marcha lo prescribió personal de salud? | <input type="checkbox"/> 0. No | <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |

| | | |
|---|--|---|
| F.8 ¿Desde hace cuánto tiempo usa este dispositivo auxiliar de la marcha? (indique en números enteros: semanas, meses o años según corresponda) | | _____ |
| F.9 ¿Tiene prótesis en los miembros inferiores? | | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| F.10 ¿En qué parte del miembro inferior tiene la prótesis? F.10.1 De qué lado: <input type="checkbox"/> 1. Izquierdo <input type="checkbox"/> 2. Derecho <input type="checkbox"/> 3. Ambos F.10.2 Observaciones: _____ | | <input type="checkbox"/> 0. Cadera <input type="checkbox"/> 1. Porción media de fémur <input type="checkbox"/> 2. Porción distal de fémur <input type="checkbox"/> 3. Rodilla <input type="checkbox"/> 4. Pierna o pantorrilla <input type="checkbox"/> 5. Pie |
| F.11 ¿Cuál fue el problema más serio que tuvo a consecuencia de una caída en el último año? | <input type="checkbox"/> 0. Nunca se lesionó <input type="checkbox"/> 1. Contusiones <input type="checkbox"/> 2. Cortadas <input type="checkbox"/> 3. Malestar/disconfort | <input type="checkbox"/> 4. Fractura <input type="checkbox"/> 5. Lesión en la cabeza <input type="checkbox"/> 6. Otro Especifique: _____ _____ |
| F.12 ¿Ha sido hospitalizado a causa de una caída en el último año? | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR | |
| F.13 A consecuencia de una caída, en el último año, estuvo incapacitado (a) para: | <input type="checkbox"/> 0. No se incapacitó <input type="checkbox"/> 1. Caminar dentro de casa <input type="checkbox"/> 2. Caminar fuera de casa | <input type="checkbox"/> 3. Hacer trabajo u otra actividad en casa <input type="checkbox"/> 4. Hacer trabajo u otra actividad fuera de casa |
| F.14 ¿Ha sufrido una fractura que no haya sido consecuencia de una caída en el último año? | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí <input type="checkbox"/> 999. NS/NR | |

| G. MIEDO A CAER | | |
|--|---|---|
| Escala de autoeficacia relacionada con caídas (Tinetti et al., 1990) | | |
| ¿Cuánto le preocupa que pueda caerse al...? | G.1 Limpiar la casa (barrer, pasar la aspiradora o limpiar el polvo) | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.2 Vestirse o desvestirse | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.3 Preparar comidas simples | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.4 Bañarse | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.5 Ir a comprar | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.6 Sentarse o levantarse de una silla | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.7 Subir o bajar escaleras | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.8 Caminar por el barrio (o vecindad, fuera de casa) | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.9 Tomar un objeto alto (por encima de su cabeza) o del suelo | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.10 Ir a contestar el teléfono antes de que deje de sonar | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular |

| | | |
|--|---|---|
| | | <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.11 Caminar sobre una superficie resbaladiza (mojada o con hielo) | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.12 Visitar a un amigo o familiar | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.13 Caminar en un lugar con mucha gente | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.14 Caminar en una superficie irregular (pavimento en mal estado, sin asfaltar) | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.15 Subir y bajar una rampa | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| | G.16 Salir a un evento social (religioso, reunión familiar o reunión social) | <input type="checkbox"/> 0. Nada <input type="checkbox"/> 2. Regular <input type="checkbox"/> 1. Poco <input type="checkbox"/> 3. Mucho <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |

Funcionalidad y Actividad Física

| H. ACTIVIDADES BÁSICAS DE LA VIDA DIARIA | |
|---|--|
| Índice de Barthel (Mahoney y Barthel, 1955) | |
| H.1 Alimentarse | <input type="checkbox"/> 10. Es capaz de comer solo en un tiempo razonable (la comida puede ser servida y preparada por otra persona) <input type="checkbox"/> 5. Necesita ayuda para cortar la carne o el pan, extender la mantequilla, etc., pero es capaz de comer solo <input type="checkbox"/> 0. Necesita ser alimentado por otra persona <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.2 Bañarse | <input type="checkbox"/> 5. Es capaz de bañarse entero usando la ducha o el baño |

| | |
|--|---|
| | <input type="checkbox"/> 0. Necesita algún tipo de ayuda o supervisión <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.3 Vestirse | <input type="checkbox"/> 10. Es capaz de ponerse y quitarse toda la ropa sin ayuda <input type="checkbox"/> 5. Necesita ayuda, pero realiza por sí mismo al menos la mitad de la tarea en un tiempo razonable <input type="checkbox"/> 0. Necesita ayuda completamente <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.4 Arreglarse | <input type="checkbox"/> 5. Se lava la cara y las manos, se peina, maquilla, afeita, etcétera <input type="checkbox"/> 0. Necesita alguna ayuda <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.5 Deposición | <input type="checkbox"/> 10. No presenta episodios de incontinencia <input type="checkbox"/> 5. Presenta incontinencia menos de una vez por semana, o necesita ayuda para administrarse enemas o supositorios <input type="checkbox"/> 0. Presenta más de un episodio de incontinencia a la semana <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.6 Micción | <input type="checkbox"/> 10. No presenta episodios de incontinencia <input type="checkbox"/> 5. Presenta como máximo un episodio de incontinencia en 24 h, o necesita ayuda para el cuidado de la sonda o el colector <input type="checkbox"/> 0. Presenta más de un episodio de incontinencia en 24 h <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.7 Uso del WC | <input type="checkbox"/> 10. Usa el WC, bacínica o retrete sin ayuda y sin manchar o mancharse <input type="checkbox"/> 5. Necesita una pequeña ayuda para quitarse y ponerse la ropa, pero se limpia solo <input type="checkbox"/> 0. Es incapaz de acceder al WC <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.8 Trasladarse (sillón/cama) | <input type="checkbox"/> 15. No requiere ayuda para sentarse o levantarse de una silla ni para entrar o salir de la cama <input type="checkbox"/> 10. Requiere de una mínima ayuda física o supervisión verbal <input type="checkbox"/> 5. Necesita de una gran ayuda (persona entrenada), pero se sienta sin ayuda |

| | |
|--------------------------------|--|
| | <input type="checkbox"/> 0. Necesita grúa o ayuda de dos personas, no puede permanecer sentado <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.9 Deambular | <input type="checkbox"/> 15. Camina solo 50 metros Puede ayudarse de bastón, muletas o andador sin ruedas Si utiliza prótesis es capaz de quitársela y ponérsela <input type="checkbox"/> 10. Necesita ayuda física o supervisión para andar 50 metros <input type="checkbox"/> 5. Es independiente en silla de ruedas sin ayuda ni supervisión <input type="checkbox"/> 0. Requiere ayuda mayor <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |
| H.10 Subir escaleras | <input type="checkbox"/> 10. Es independiente para subir y bajar un piso sin supervisión ni ayuda de otra persona <input type="checkbox"/> 5. Necesita ayuda física o supervisión de otra persona <input type="checkbox"/> 0. Es incapaz de subir escalones <input type="checkbox"/> 999. NS/NR |

SECCIÓN II. Pruebas de desempeño físico y balance.

Explicar al adulto mayor que deberá mantener las siguientes posiciones durante 10 segundos cada una

| The 4-Stage Balance Test - CDC | | |
|--------------------------------|---|--|
| | ¿Pudo mantener la posición 10 segundos? (Sí/No) | ¿Si no pudo, explique por qué? |
| Pies juntos | | Extremidad faltante o lastimada Trató pero no pudo No se intentó por seguridad No puede pararse Rehusó hacerla |
| Semi tándem | | Extremidad faltante o lastimada Trató pero no pudo No se intentó por seguridad No puede pararse Rehusó hacerla |
| Tándem | | Extremidad faltante o lastimada Trató pero no pudo No se intentó por seguridad No puede pararse Rehusó hacerla |
| Unipodal | | Extremidad faltante o lastimada Trató pero no pudo No se intentó por seguridad No puede pararse Rehusó hacerla |

| X. LEVANTARSE DE UNA SILLA | |
|---|---|
| X.1 ¿El participante se levanta de la silla de una sola vez, doblando sus brazos sobre su pecho? | <input type="checkbox"/> 0. Si <input type="checkbox"/> 1. No (detenga la prueba) <input type="checkbox"/> 999. NP/R |

X.2 Número de repeticiones que realiza en 30 s _____

Y. MARCHA (Tiempo en recorrer 4.6 metros)

Y.1 Tiempo en (seg): _____

Z. SEGUNDA MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES

Presión arterial SENTADO:

Z.1 _____/_____ (mmHg)

Presión arterial DE PIE:

Z.2 _____/_____ (mmHg)

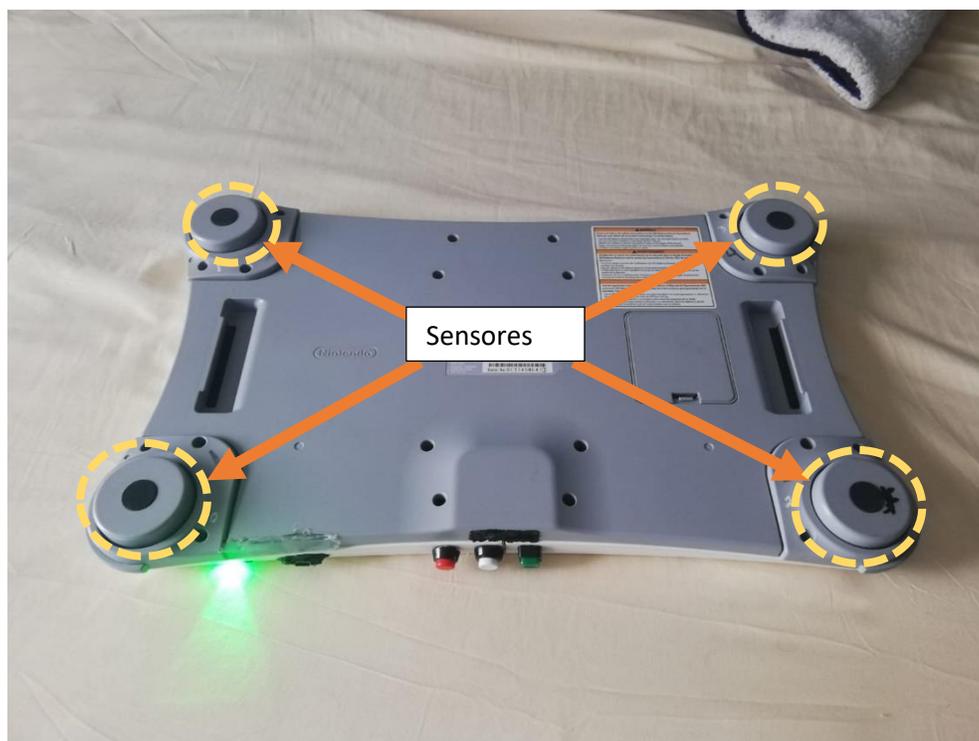
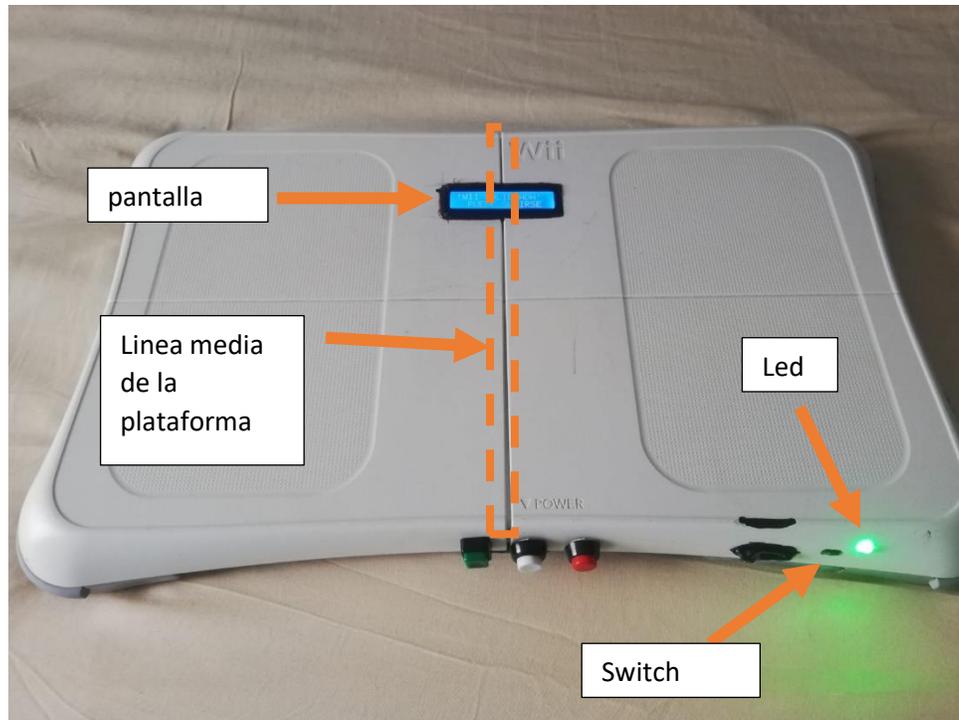
Z.3 Frecuencia Cardíaca:

Z.4 Frecuencia Respiratoria:

Z.5 Saturación de oxígeno: _____

ANEXO 3

Manual para realizar una prueba de equilibrio:



1. Preparar el área de trabajo:
 - Plataforma limpia.
 - Colocar la plataforma dentro del cuadro rojo marcado por la cinta en el piso.
 - Verificar que los sensores estén tocando directamente el piso.
 - Colocar el tapete rojo lo más cerca de la plataforma sin llegar a tocar a los sensores.
 - Colocar la silla de manera conveniente para que el participante adulto mayor (PAM) pueda acceder a ella, quitarse los zapatos y caminar lo menos posible a la plataforma.
2. Presentarse ante el PAM.
3. Indicarle al PAM que realizaremos una prueba de equilibrio que tardará dos minutos, y que deberá seguir las instrucciones:
 - Quitarse los zapatos (auxiliar al PAM de ser necesario).
 - Subirse a la plataforma, conservando la siguiente postura sobre la plataforma:
 - Mirar fijamente la referencia visual frente a ellos.
 - Brazos cruzados pegados al pecho.
 - Guardado silencio durante toda la prueba.
 - Con los pies lo más junto posible y pegados a la línea media de la plataforma sin importar que los pies tapen la pantalla.
 - Ojos abiertos durante el primer minuto y ojos cerrados durante el segundo minuto.
- 3.1 Posteriormente encender la plataforma colocando el **switch del lado derecho** (mirando de frente a la plataforma).
- 3.2 Subir al PAM a la plataforma y verificar que se cumplan los condiciones
- 3.3 **Anotar hora de inicio y finalización en la libreta azul** y expediente de paciente. Favor de anotar cualquier otra observación como número de pruebas fallidas, algún síntoma o anomalía que presentará ese día, si utilizó dispositivo de asistencia a la marcha durante la prueba, etc.

4. En dado caso que se tenga que repetir la prueba (revisar APARTADO 1) apagar la plataforma y avisar inmediatamente al PAM para evitar fatigarlo. Si la prueba fue exitosa continúe al paso 5, de lo contrario repita el paso 3 al 3.3.
5. Anotar el valor que se presenta en la pantalla de plataforma en la libreta azul al finalizar la prueba.
6. Apagar y limpiar la plataforma y tapete.
7. Explicar al PAM que su participación a finalizado o que continuará los siguientes días según sea el caso.
8. Agradecer su participación.

Posición de los brazos:



Cualquier posición diferente a las dos palomeadas se considera una posición incorrecta

APARTADO I

Check list para aceptar una prueba de equilibrio como válida:

Si la prueba cumple los 5 puntos siguientes, la prueba se considera exitosa y no se deberá repetir la prueba

- El switch de la plataforma se encontraba del lado derecho (viendo de frente a la plataforma).
- La persona guardó silencio durante toda la prueba.
- La persona juntó lo máximo posible sus pies y los coloca centrados a la línea media de la plataforma.
- La persona conservó brazos cruzados en el pecho (la condición de brazo no aplica para PAM que utilicen dispositivos de asistencia a la marcha), sin mover los pies y vista fija a la referencia durante el primer minuto.
- La persona conservó brazos cruzados en el pecho (la condición de brazo no aplica para PAM que utilicen dispositivos de asistencia a la marcha), sin mover los pies y los ojos cerrados durante el segundo minuto.
- La plataforma mostró el valor de la velocidad principal anteroposterior del centro de presión (MVELAP) al final de prueba.

Check list para repetir una prueba:

Si uno o más de los siguientes puntos ocurren durante la prueba, esta tendrá que ser repetida.

- Al finalizar te das cuenta de que el switch de la plataforma se encontraba del lado izquierdo (viendo de frente a la plataforma).
- La persona no se coloca en su posición antes de los 12 segundos antes de iniciar la prueba.
- La plataforma al finalizar la prueba no muestra el valor de MVELAP.
- La persona no guarda silencio durante toda la prueba.
- La persona modifica su postura (ej. mover los pies, cambiar los brazos de posición, gira la cabeza bruscamente, se intenta bajar, etc.).
- La persona pierde el equilibrio y se apoya en la pared.
- La persona no conserva los ojos cerrados durante el segundo minuto de la prueba.
- La persona no coloca de manera adecuada sus brazos.
- La persona no juntó lo máximo posible sus pies.
- La persona no centró sus pies a la línea media de la plataforma.

NOTA:

- Al iniciar la prueba: la persona tiene 12 segundos después del primer pitido de la plataforma para colocarse en posición correcta (mirando a la referencia visual, brazos cruzados, los pies lo más juntos posibles y centrados con la línea media de la plataforma, guardando silencio y sin mover los pies de posición).
- Al escuchar el pitido indicador para cerrar los ojos, la persona tendrá 12 segundos para poder cerrar los ojos mientras conserva su posición inicial.
- Una vez pasado los dos minutos, el led indicador pasará de color azul a verde. El led en color verde indica que la prueba ya terminó y el PAM puede bajar (si no logran ver el led de color verde, segundos después escucharán un pitido intermitente que indicará que la prueba terminó y el PAM puede bajarse)

ANEXO 4

CONSENTIMIENTO INFORMADO

_____, a ____ de _____ del _____.

Título del proyecto: “Análisis de confiabilidad y usabilidad de un dispositivo electrónico portátil que mide el riesgo de caída en adultos mayores”.

El consentimiento puede tener palabras que no entienda. Por favor, pregunte al investigador o equipo de trabajo que le expliquen cualquier palabra que tenga duda.

Justificación: La importancia de este trabajo radica en la necesidad de poder validar la confiabilidad de resultados y la usabilidad de un dispositivo electrónico portátil no comercial para medir el riesgo de caída en adultos mayores.

Objetivo: La investigación tiene como objetivo estimar el grado de usabilidad (que tan fácil es usar el instrumento) y confiabilidad (que tan similares son los resultados en mediciones repetidas) de un dispositivo electrónico que mide el riesgo de caída en adultos mayores (WBB).

Beneficios: El posible beneficio es conocer si usted presenta riesgo caída al final la investigación. Además, la información que amablemente nos proporcione nos permitirá desarrollar un sistema que permita una mejor valoración médica de otros adultos mayores. Su participación es de suma importancia para el adecuado desarrollo de éste.

En agradecimiento a su participación, al finalizar las mediciones y los cuestionarios, usted recibirá por parte de alguno de los evaluadores del proyecto, una serie de recomendaciones y estrategias para la prevención de caídas.

Procedimientos: En caso de aceptar participar en el estudio se realizarán las siguientes actividades dentro del área de prueba respectiva:

1. Se llenará una ficha de identificación con su nombre, edad, sexo, estado civil, datos de escolaridad.
2. Se le medirán sus signos vitales (presión arterial, saturación de oxígeno, frecuencia cardiaca y respiratoria) y se le solicitará contestar una serie de cuestionarios acerca de su estado cognoscitivo (memoria), su funcionalidad (capacidad de hacer cosas), su estado de ánimo, enfermedades que padece y su historial de caídas.
3. Se realizarán mediciones de su peso y su talla.

4. Tras valorar algunos aspectos de importancia, si es usted candidato, se le harán 4 pruebas: una prueba de marcha dónde le pediremos hacer una caminata usual, una prueba de fuerza dónde le pediremos que se levante y se siente en una silla de acuerdo con sus posibilidades y una prueba de balance y equilibrio, donde le pediremos sostenerse en ambos pies y en un solo pie con los ojos abiertos sin apoyo de acuerdo con sus posibilidades. Y finalmente, tendrá que participar en la prueba de confiabilidad intra-instrumento y/o prueba de confiabilidad inter-operador, que consistirán en:

Prueba de confiabilidad intra-instrumento: realizará 2 pruebas de evaluación de equilibrio que consistirán en colocarse descalzo y de pie sobre WBB, con los ojos abiertos durante un minuto, pasado el primer minuto deberá cerrar los ojos durante un minuto más. Esta última prueba se tendrá que repetir 2 días después.

Prueba de confiabilidad inter-operador: realizará 3 pruebas de evaluación de equilibrio que consistirán en colocarse descalzo y de pie sobre WBB, con los ojos abiertos durante un minuto, pasado el primer minuto deberá cerrar los ojos durante un minuto más. Esta última prueba se tendrá que repetir 2 días después hasta cumplir las 3 pruebas.

Por favor indique mediante una equis (“X”) en que prueba(s) desea participar:

- Prueba de confiabilidad intra-instrumento.
- Prueba de confiabilidad inter-operador.

Es muy importante que sepa que ninguna de estas actividades representa riesgos ni le generará dolor y todas serán realizadas por personal capacitado en un tiempo aproximado de 1 hora durante el primer día y 5 minutos el resto de días.

El principal riesgo del presente estudio es la fatiga, por lo que, si usted se siente cansado, por favor informe al equipo de investigación. En todo momento estará asistido por estudiantes de gerontología con experiencia en el ECMG en cualquier momento puede hacer una pausa o dar por terminada la evaluación si así lo desea.

En caso de presentar una caída durante la prueba será auxiliados por el operador de la WBB (Univ. María Elena Millán Guadarrama, celular: 7226048818), y profesional de salud en turno de la residencia (en caso de aplicar). Posteriormente se realizará una revisión médica por parte de M.C. Edgar Arturo Rodríguez Ramírez (cédula profesional: 9035640, celular: 9932782011).

En caso de que alguno de los colaboradores del proyecto considere que no es oportuno que usted complete todas las pruebas del estudio, se le solicitará dejar de realizar las pruebas y se le informará las causas por las que se realiza dicha acción.

Aclaraciones

1. Su decisión de participar en el estudio es totalmente voluntaria.
2. No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
3. Si decide participar en el estudio, puede retirarse en el momento que lo desee, informando o no las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
4. Su participación es voluntaria, no recibirá pago por su participación.
5. Cualquier duda, preocupación o queja acerca de algún aspecto de la investigación o de la forma en que he sido tratado durante el transcurso de esta, por favor contacte al investigador principal: Dr. en C. de la Ing. Ángel Gabriel Estévez Pedraza; celular: 7223966470; correo: aestevezp002@profesor.uaemex.mx o al investigador asociado: PLBM. Enrique Hernández Laredo; celular: 9931294295; correo: k_550@live.com.mx
6. La información obtenida en este estudio sobre su identidad, así como todos los datos personales, representan información confidencial. Los resultados, de manera anónima, podrán ser publicados en revistas de investigación científica, tesis o podrán ser presentados en congresos.

Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado que forma parte de este documento.

FIRMA DE CONSENTIMIENTO

Yo, _____, manifiesto que fui informado (a) del propósito, procedimientos y tiempo de participación y en pleno uso de mis facultades, es mi voluntad participar en esta investigación titulada “análisis de confiabilidad y usabilidad de un dispositivo electrónico portátil que mide el riesgo de caída en adultos mayores”.

No omito manifestar que he sido informado(a) clara, precisa y ampliamente, respecto de los procedimientos que implica esta investigación, así como de los riesgos a los que estaré expuesto, ya que dicho procedimiento es considerado de mínimo riesgo.

He leído y comprendido la información anterior, y todas mis preguntas han sido respondidas de manera clara y a mi entera satisfacción, por parte de _____.

NOMBRE Y FIRMA DEL PARTICIPANTE
PADRE/TUTOR O REPRESENTANTE LEGAL
(según aplique, se requiere identificación)

NOMBRE Y FIRMA DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL

TESTIGOS

NOMBRE Y FIRMA
DOMICILIO

NOMBRE Y FIRMA
DOMICILIO

Esta parte debe ser completada por el Investigador:

He explicado a el (la) Sr(a). _____ la naturaleza, los propósitos de la investigación, los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado sus preguntas tanto como mi conocimiento me lo permite. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apego a ella.

FIRMA Y FECHA
NOMBRE Y FIRMA DEL INVESTIGADOR PRINCIPAL

ANEXO 5

| Cuestionario para el evaluador respecto al uso de la plataforma WBB | | | | | | | |
|--|--|---|---|---|---|---|--------------------------|
| CEV.1 ID operador: _____ | | | | | | | |
| CEV.2 Edad: _____ | | | | | | | |
| CEV.3 Profesión u Ocupación: _____ | | | | | | | |
| CEV.4 En su trabajo diario, ¿atiende con regularidad personas mayores? <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí | | | | | | | |
| CEV.5 Creo que me gustaría utilizar la plataforma frecuentemente | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.6 Encuentro la plataforma muy compleja | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.7 Pienso que la plataforma es fácil de usar | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.8 Creo que necesitaría soporte técnico para hacer uso de la plataforma | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.9 Encuentro las diversas funciones de la plataforma bien integradas | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.10 Pienso que hay demasiada inconsistencia en la plataforma | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.11 Creo que la mayoría de las personas aprenderían a hacer uso de la plataforma rápidamente | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.12 Encuentro la plataforma bastante incómoda para usar | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.13 Me siento muy confiado en el manejo de la plataforma | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.14 Necesité aprender muchas cosas antes de manejar la plataforma adecuadamente | En completo desacuerdo | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Completamente de acuerdo |
| CEV.15 ¿Qué tan útil considera que es la plataforma? | Inútil | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Muy útil |
| CEV.16 ¿Qué tan probable es que le recomiende la plataforma a un colega? | Nada probable | ① | ② | ③ | ④ | ⑤ | Muy probable |
| CEV.17 Usted cambiará algo de la plataforma para mejorar su uso. En caso de que su respuesta sea afirmativa, ¿cuáles serían sus cambios sugeridos? | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí ¿Cuáles?: _____ | | | | | | |
| CEV.18 ¿Estaría dispuesto a pagar por utilizar la plataforma? En caso de que su respuesta sea afirmativa, ¿cuánto estaría dispuesto a pagar? | <input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí En caso de que sí: <input type="checkbox"/> 0. De \$1000 a \$5000 <input type="checkbox"/> 1. De \$5000 a \$10000 <input type="checkbox"/> 2. De \$10000 a \$15000 <input type="checkbox"/> 3. De \$15000 a \$20000 | | | | | | |