



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería

Doctorado en Ciencias de la Ingeniería

**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.**

TESIS POR ARTÍCULO
Que para obtener el grado de
Doctor en Ciencias de la Ingeniería
(Sistemas Dinámicos)

Presenta:

M. en C. I. Ángel Gabriel Estévez Pedraza.

Comité tutorial

Dr. Rigoberto Martínez Méndez.

Dra. Lorena Parra Rodríguez.

Dr. Otniel Portillo Rodríguez.

Dra. Zoraida Ronzón Hernández.

Toluca, México

Marzo 2021.

RESUMEN

En esta tesis se presenta el diseño y construcción de un dispositivo electrónico portátil para determinar el riesgo de caídas basado en mediciones del Centro de Presión (CoP) en adultos mayores. Se trata de una plataforma *Wii Balance Board* (WBB) modificada electrónicamente y reprogramada con un modelo de predicción capaz de discriminar entre personas con y sin riesgo de caída. Este modelo de cálculo fue generado a partir del análisis de datos de 414 personas adultas mayores (299 M, 115 H), con edad promedio de 70.23 ± 6.68 años, quienes respondieron a un cuestionario de caídas en el último año y realizaron las pruebas clínicas *Stop Elderly Accidents, Deaths and Injuries* (STEADI) y de alteración de balance del *set 4-Stage Balance Test*.

El dispositivo desarrollado, pesa solamente 3.5 kg, mide 30 x 48 x 7.9 cm, no requiere accesorios externos y es capaz de proporcionar 39 métricas derivadas del CoP, comúnmente utilizadas en una evaluación del equilibrio. El índice que mejor desempeño presenta para la estimación del riesgo de caídas es el de velocidad en dirección anteroposterior con ojos abiertos (MVELOAPOA), con el cual se logra una capacidad discriminatoria de 71.4% y puede aumentar a 82.7% si se consideran variables como edad, sexo e índice de masa corporal (IMC).

Las principales aportaciones de este trabajo son que: se puede determinar el riesgo de caída con una prueba de solo un minuto, requiriendo únicamente que el sujeto se pare sobre la plataforma, sin moverse y con los ojos abiertos, lo que representa una ventaja frente a las pruebas clínicas que pueden requerir hasta 30 minutos y someten al sujeto a actividades que podrían poner en riesgo su integridad física. La portabilidad y bajo costo del dispositivo posibilitan su uso en ambientes sin controles rigurosos como un laboratorio de análisis, permitiendo que se realicen este tipo de pruebas en asilos, clínicas o inclusive en la propia casa de los adultos mayores, las cuales hasta ahora eran muy costosas o imposibles con los dispositivos comerciales actuales.

ABSTRACT

This thesis presents the design and construction of a portable electronic device to determine the risk of falls based on Center of Pressure (CoP) measurements in older adults. It is an electronically modified and reprogrammed Wii Balance Board (WBB) platform with a predictive model capable of discriminating between people with and without fall risk. This compute model was generated from the analysis of data from 414 older adults (299 M, 115 H), with an average age of 70.23 ± 6.68 years, who responded to a questionnaire of falls in the last year and performed clinical tests of Stop Elderly Accidents, Deaths and Injuries (STeADI) and balance alteration of the 4-Stage Balance Test set.

The developed device weighs only 3.5 kg, measures 30 x 48 x 7.9 cm, requires no external accessories and is capable of providing 39 CoP-derived metrics commonly used in a balance assessment. The index with the best performance for the estimation of fall risk is the velocity in anteroposterior direction with eyes open (MVELOAPOA), which achieves a discriminatory capacity of 71.4% and can increase to 82.7% if variables such as age, sex and body mass index (BMI) are taken into account.

The main contributions of this work are that: the risk of falling can be determined with a test lasting only one minute, requiring only that the subject stands on the platform, without moving and with his eyes open, which represents an advantage over clinical tests that may require up to 30 minutes and undergo the subject to activities that could put his physical integrity at risk. The portability and low cost of the device make it possible to use it in environments without rigorous controls such as an analysis laboratory, allowing this type of tests to be performed in nursing homes, clinics or even in the home of the elderly, which until now were very expensive or impossible with current commercial devices.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	2
ABSTRACT	3
ÍNDICE DE FIGURAS	6
INDICE DE TABLAS	7
ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS	8
INTRODUCCIÓN.....	9
Objetivo general	10
Objetivos particulares	11
Hipótesis.....	11
Justificación	11
Presentación del trabajo	12
CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES	14
Marco teórico	14
1.1 El adulto mayor y el problema de caídas	14
1.2 Equilibrio del cuerpo humano y la edad.....	16
1.3 Centro de presión del cuerpo humano (CoP) y la edad.....	22
Estado del Arte	30
1.4 Factores de riesgo de caídas en adultos mayores.	30
1.5 Escalas clínicas para evaluar el riesgo de caídas en adultos mayores.....	34
1.6 Tecnologías de evaluación del equilibrio	43
1.6.1 Plataformas de fuerza y estabilómetros.....	44
CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA.....	48
Descripción Metodología.....	48
2.1 Diseño y construcción del dispositivo para evaluar el equilibrio	48
2.2 Protocolo de pruebas y recolección de datos	51
2.3 Procesamiento de señal y metodología estadística	57
CAPÍTULO 3: RESULTADOS.....	67
CAPÍTULO 4: DISCUSIÓN DE RESULTADOS	73
4.1 Diseño, construcción y validación del dispositivo	73

4.2 Modelos para la evaluación de riesgo de caída.....	76
4.3 Productos derivados del proyecto	82
4.4 Actividades pendientes	83
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	86
Conclusiones.....	86
Trabajo futuro	88
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
APÉNDICE A.....	105
Índices en el dominio del tiempo.	105
Índices de área.	108
Índices híbridos.	109
Índices en el dominio de la frecuencia.	111
APÉNDICE B.....	113
APÉNDICE C.....	116
APÉNDICE D.	118
APÉNDICE E.....	122

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación simplificada del sistema vestibular [26].	17
Figura 2 Representación de los receptores en los músculos y la piel y su conexión con el sistema nervioso central [32].	18
Figura 3. Representación simplificada del sistema visual donde se muestra su conexión con el SNC [36].	19
Figura 4. Representación del sistema músculo-esquelético [36].	20
Figura 5. Representación del sistema nervioso central [42].	21
Figura 6. Relaciones entre CoM y CoP [49], [51].	22
Figura 7. Fases de análisis de balanceo [49], [51].	24
Figura 8. Marco de referencia y planos anatómicos [51].	25
Figura 9. Medición de la posición del CoP y el CoM en plano A/P. a) 40 segundos [51] & b) 15 segundos y diferencia CoP-CoM [54].	25
Figura 10. Registro de 40 segundos de estabilogramas en AP y ML [54].	26
Figura 11. Ejemplo de un estatocinesiograma [54].	26
Figura 12. Características del CoP en estudio de Rocchi en adultos sanos [56].	27
Figura 13. Características del CoP de una persona de 62 años con síndrome de Menière [59].	28
Figura 14. Estatocinesiogramas clasificados por edades, superficie de contacto y visión [62].	29
Figura 15. Celdas de carga de la WBB.	50
Figura 16. a) Posición pies juntos, b) posición semi tándem c) posición en una sola pierna & d) reacción a estímulo auditivo.	54
Figura 17. Estabilogramas crudos en AP y ML y sus etapas transitorias y estables.	58
Figura 18. Diagrama de flujo del análisis estadístico.	65
Figura 19. Encabezado del trabajo publicado.	68
Figura 20. Correo de confirmación de envío de artículo, relacionado al modelo de cálculo para diagnosticar alteración de balance.	69
Figura 21. Correo de notificación sobre el rechazo del envío a Gait & Posture.	70
Figura 22. Correo de confirmación de envío de la revisión sistemática del estado del arte.	71
Figura 23. Correo de notificación sobre el decline del envío a IEEE Latin America Transactions.	72
Figura 24. Dinamómetro para cuantificar fuerza aplicada sobre la WBB.	122
Figura 25. Sistema para calibrar la WBB con dinamómetro acoplado.	122

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Resumen general sobre el desempeño y tiempo de ejecución de herramientas clínicas. .	43
Tabla 2. Características técnicas del dispositivo para medir el CoP.	51
Tabla 3. Descriptivo de los 414 participantes evaluados exitosamente. En gris las variables elegidas para comparar y validar el modelo propuesto.	56
Tabla 4. Métricas calculadas a partir de la señal de desplazamiento del CoP.	60
Tabla 5. Información de algunas investigaciones sobre alteración de balance, riesgo, predicción e identificación de caídas en adultos mayores.	79

ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

AP	: Plano/dirección Anteroposterior.
AUC	: Área bajo la curva, <i>Area Under the Curve</i> .
BBS	: <i>Berg Balance Scale</i> .
CDC	: <i>Centers for Disease Control and Prevention</i> .
CoM	: Centro de Presión, <i>Center of Pressure</i> .
CoP	: Centro de Presión, <i>Center of Pressure</i> .
CTSIB	: <i>Clinical Test of Sensory Integration and Balance</i> .
GRF	: <i>Ground Reaction Force</i> .
IMC	: Índice de Masa Corporal.
INAPAM	: Instituto Nacional de las Personas Adultas Mayores.
INGER	: Instituto Nacional de Geriátrica.
LIEFAM	: Laboratorio de Investigación y Evaluación Funcional del Adulto Mayor.
ML	: Plano/dirección Mediolateral.
MVELO	: <i>Mean Velocity of CoP displacement</i> .
OMS	: Organización Mundial de la Salud.
OLST	: <i>One Legged Stance</i> .
OR	: <i>Odds Ratio</i> .
PCA	: Análisis de componentes principales, <i>Principal Component Analysis</i> .
POMA	: <i>Tinetti Test of the Performance Oriented Mobility Assessment</i> .
PPA	: <i>Physiological Profile Assessment</i> .
PSD	: Densidad espectral de potencia, <i>Power Spectral Density</i> .
RMS	: Valor cuadrático medio o eficaz, <i>Root Mean Square</i> .
ROC	: <i>Receiver Operating Characteristic</i> .
STEADI	: <i>Stop Elderly Accidents, Deaths and Injuries</i> .
UNFPA	: <i>United Nations Fund for Population Activities</i> .
WBB	: <i>Wii Balance Board</i> .

INTRODUCCIÓN

En etapa de senectud, se puede presentar la disminución de las capacidades físicas y psicológicas debido al deterioro de los sistemas fisiológicos. Entre las afectaciones más importantes se encuentran los déficits motores, los cuales impactan principalmente en las capacidades del equilibrio y marcha, siendo las causas más comunes por las que una persona adulta mayor sufre caídas [1]. Dado que es un problema que resulta en morbilidad y mortalidad, en los últimos 30 años se han realizado diversas investigaciones médicas y tecnológicas, con el fin de aportar a la calidad de vida de las personas mayores [2].

El equilibrio es una de las habilidades más importantes del ser humano, porque le permite realizar actividades básicas con autonomía, por ejemplo, caminar, correr, etc. [3], que son muy importantes para una buena calidad de vida. La capacidad de equilibrio involucra la integración de la información de diversos sistemas fisiológicos (nervioso central, vestibular, músculo-esquelético, somatosensorial y visual), cuya interacción permite mantener una postura estable [4]. Si cualquiera de estos sistemas se afecta, entonces también el equilibrio lo estará. Debido a lo anterior es importante monitorear y evaluar el equilibrio para diagnosticar el posible riesgo de caídas [5], especialmente en personas mayores [6] o patologías relacionadas con la falla de algún sistema fisiológico relacionado [7].

La medición de la trayectoria del centro de presión (CoP) es una técnica ampliamente usada para evaluar el equilibrio, la cual permite caracterizar el estado del balance corporal de manera cuantitativa, mediante un gráfico y algunos índices relacionados a la pérdida de equilibrio [8].

Es precisamente la pérdida o inestabilidad de equilibrio la principal causante de caídas entre personas mayores, las cuales pueden tener consecuencias graves tales como lesiones, fracturas o la muerte. Las caídas tienen origen principalmente en factores intrínsecos (propios de la condición física) y extrínsecos (referentes al entorno que lo rodea), por lo que la presencia de los mismos puede modificar el valor de las métricas del CoP [9].

Para detectar el riesgo de caída se suelen emplear herramientas clínicas basadas en la ejecución de tareas demandantes de equilibrio, sin embargo, su aplicación es subjetiva, y por lo tanto se ha sugerido su uso en combinación con sistemas tecnológicos para mejorar el desempeño de dichas evaluaciones [10], [11].

Una barrera importante de esta sinergia es que la mayoría de los sistemas tecnológicos son de precio elevado, que quedan fuera del alcance de profesionales independientes o clínicas pequeñas. Además, gran parte están diseñados para uso en laboratorios especializados con ambientes y requerimientos controlados, lo que limita considerablemente su impacto en la población general, que cada día crece más.

En este trabajo doctoral, con número de registro de protocolo DCISDI-0318 ante la Secretaría de Investigación y Estudios Avanzados (SIEA) de la Universidad Autónoma del Estado de México, se realizó el diseño y construcción de un sistema tecnológico portable para la evaluación de riesgo de caídas en personas adultas mayores, apto para usarse de manera expedita en ambientes fuera de laboratorio.

Con ello se busca aportar en dos vertientes:

1. Generar una propuesta tecnológica alternativa a la evaluación de riesgo de caídas.
2. Proponer nuevos modelos o índices que permitan evaluar y detectar de mejor manera el riesgo de caída.

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

Objetivo general

Diseñar y construir un dispositivo electrónico portable para la evaluación del equilibrio, utilizable en entornos poco controlados (consultorios, asilos, hogar, etc.), capaz de proporcionar un valor cuantitativo de riesgo de caída en personas de la tercera edad.

Objetivos particulares

- Diseñar y construir el sistema portable para adquisición de señales relacionadas con el equilibrio, específicamente la señal de la trayectoria del CoP, aunque el sistema podría auxiliarse de otras señales en caso de requerirse.
- Realizar mediciones de equilibrio usando el sistema construido en una muestra a conveniencia de personas de la tercera edad, considerando su historial de caídas y factores que puedan incidir directa o indirectamente en el riesgo de caída. Utilizar las técnicas actuales para la evaluación de riesgo con el fin de obtener datos para comparar.
- Analizar las señales y proponer modelos de cálculo de riesgo de caída, susceptibles de ser embebidos en el sistema portable construido.
- Validar el sistema y las propuestas de cálculo desarrolladas para evaluar el riesgo de caída, comparando el resultado con el obtenido por otras técnicas aceptadas en el estado del arte (cuestionarios, pruebas, etc.).

Hipótesis

Es posible construir un dispositivo portátil de fácil uso, capaz de determinar el riesgo de caída en adultos mayores, basado en la medición y análisis del CoP, con una sensibilidad y especificidad mejor o similar a las pruebas clínicas, pero entregando resultados en menor tiempo.

Justificación

La posibilidad de contar con una herramienta portátil capaz de evaluar el riesgo de caída en personas mayores podría contribuir en diversos aspectos de la práctica geriátrica, como son:

- Un seguimiento del estado de equilibrio e indirectamente, del estado de salud de los sistemas fisiológicos relacionados con éste, de una manera rápida y sin requerir instalaciones o personal especializado.
- Ampliar la cobertura del monitoreo del equilibrio en sectores vulnerables de la población, como parte de un plan para minimizar los costos de inversión del sistema de salud, derivados en la atención de caídas y coadyuvando a mantener una mejor calidad de vida de las personas adultas mayores.
- Abrir la posibilidad de que el monitoreo de equilibrio sea tan simple como el hecho de subirse a una báscula de baño para conocer su peso, permitiendo esta monitorización en el hogar, consultorios, asilos, reclusorios, etc.

Presentación del trabajo

Esta tesis se divide en cinco capítulos. En el **capítulo uno** se describen los antecedentes y marco teórico, en el que se presentan los conceptos fundamentales relacionados con el objeto de estudio, es decir, la teoría, información y descripción del equilibrio y la relación con la edad, además del estado de la técnica, donde se aborda la información de rubros importantes como son: los factores de riesgo de caída identificados, la descripción de herramientas clínicas y de algunas propuestas en tecnología desarrolladas en atención a la identificación del problema de riesgo de caídas en personas mayores.

En el **capítulo dos** se presenta la metodología desarrollada para el diseño y construcción del dispositivo, el protocolo de pruebas establecido, el proceso de recolección de datos y el procesamiento de señales para la formulación del modelo de cálculo de riesgo de caídas.

En el **capítulo tres** se presentan dos artículos de investigación donde se reportan los resultados obtenidos del desarrollo de este proyecto. El primero como resultado del diseño y construcción del sistema para obtener el CoP, en el que se detallan los criterios y requerimientos mínimos para la correcta medición, la selección de componentes, el diseño de los circuitos, el *firmware* y la metodología para la adquisición y procesamiento de señales. En el segundo artículo se presentan los

análisis estadísticos que dieron origen a los modelos y propuestas de cálculo de riesgo de caída y alteración de balance, formulados con referencia a variables de respuesta tomadas de mediciones previas, además de la implementación en el sistema embebido.

En el **capítulo cuatro** se analizan y discuten de forma concreta y resumida los resultados reportados en los artículos de investigación y además se presentan los productos originados y actividades pendientes por desarrollar. El **capítulo cinco**, se presentan conclusiones, limitaciones y trabajo futuro de la investigación realizada. Finalmente, en las últimas secciones de esta tesis se presenta la lista de fuentes de información bibliográfica consultadas y posteriormente, los apéndices A a E, en los que se agregó información que se considera de interés en caso de que se desee replicar el trabajo aquí presentado.

CAPÍTULO 1: Antecedentes

En este capítulo, se presentan los conceptos básicos y fundamentos teóricos relacionados con este trabajo, con el objetivo de familiarizar al lector con la terminología. Se describe de manera general el estudio del equilibrio del cuerpo humano y los cambios que se presentan a medida que avanza la edad; y por otra parte se presentan y analizan los trabajos más importantes reportados en la literatura relacionados con el tema de esta tesis.

Marco teórico

1.1 El adulto mayor y el problema de caídas

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en el mundo hay más de 900 millones de adultos mayores (personas de 60 años o más [12]), lo cual representa el 12% de la población mundial total y se estima que para el año 2050, el porcentaje podría incrementarse a un 22% [13].

Para tener idea más clara del acelerado crecimiento de este sector poblacional basta saber que en China existían más de 180 millones de adultos mayores en el año 2012 (10.5% de sus habitantes) y para el año 2014, se incrementó a 28.8% [14]. En México, según el Instituto Nacional de las Personas Adultas Mayores (INAPAM), hay más de 10 millones de personas en este sector, representando al 9% de la población mexicana total [15].

Es relevante esta información demográfica pues durante el envejecimiento, el ser humano suele presentar deterioro de diversos sistemas fisiológicos, y con ello, la reducción en la capacidad de respuesta ante accidentes. Igualmente, la capacidad de recuperación ante daños se ve disminuida, permitiendo el desarrollo o

complicación de enfermedades crónicas [16]. Entre los accidentes más frecuentes que sufre este sector poblacional se encuentran las caídas, las cuales, según Rubenstein [17], son la principal causa de muerte accidental y de lesiones serias. Una caída puede ser el primer indicador de un problema agudo (infecciones, hipotensión, arritmia cardíaca, etc.), puede ser el principio de una patología crónica como la enfermedad de Parkinson, demencia, neuropatía diabética o puede ser un marcador de cambios progresivos relacionados con la edad, tales como deterioro en la visión, marcha y fuerza. Se estima que entre el 30% y 40% de la población adulta mayor sufre al menos una caída al año [18].

Por otra parte, según datos de *Global Burden of Disease* (GBD), las caídas en adultos mayores son un problema de salud a nivel mundial, ya que en 2017 representaron el 1.49% del total de las causas de muerte directa de este sector, teniendo un incremento anual del 0.59%; y en México representaron el 1.04% del total de muertes registradas [19].

Una de las razones por las que se ha impulsado a nivel global el estudio y búsqueda de soluciones a este problema, es el costo de los servicios de salud asociados con las caídas y sus consecuencias, ya que cada vez son más personas mayores atendidas a nivel mundial [20]. Stevens ha contribuido con importantes investigaciones sobre este tema. En uno de sus estudios, realizado en Estados Unidos de América en 2006, reportó 10,300 caídas con consecuencias fatales y 2.6 millones no fatales, lo que representó un costo médico aproximado de \$200 millones de dólares y \$19 mil millones de dólares respectivamente [21]. Otro estudio del mismo autor pero realizado en 2013, reportó que las caídas representaron más de \$30 mil millones al costo médico directo, y además se espera que este se incremente a más de \$100 mil millones para el año 2030 [22].

La detección del riesgo de caída y la búsqueda de metodologías para predecirlas o reducir sus consecuencias son un tema de gran importancia en términos de salud y bienestar de las personas mayores, así como de la economía mundial.

1.2 Equilibrio del cuerpo humano y la edad

Para comprender adecuadamente que es lo que causa el problema de caídas en las personas mayores, es importante conocer el concepto de equilibrio o equilibriorocepción. El equilibrio es una de las capacidades físicas del cuerpo humano con mayor relevancia que permite a las personas realizar sus actividades de manera normal, proporcionando autonomía y autoconfianza [23].

Existen dos tipos de equilibrio: el estático y el dinámico. El primero es cuando el cuerpo humano se encuentra en reposo, logrando mantener una postura estable sin tener movimiento. El dinámico es cuando conserva una posición controlada durante el movimiento. A medida que la edad de una persona aumenta, su capacidad para mantener el equilibrio disminuye [24] debido a que éste depende de la información que le proporcionen los sistemas fisiológicos nervioso central, visual, vestibular, somatosensorial y musculo-esquelético; pues pueden experimentar algunos cambios [25].

Con el fin de que el lector tenga un panorama claro de cada uno de los sistemas fisiológicos involucrados en el equilibrio y las afectaciones o implicaciones que trae consigo el aumento de la edad. A continuación, se describe cada uno de ellos.

El sistema vestibular, que se ubica en el oído interno (ver Figura 1), tiene como principal función determinar la posición espacial, estabilidad y la detección de movimientos a los cuales el cuerpo está sometido [26]. Cuando se realiza un movimiento, el líquido interno de los canales semicirculares (endolinfa) mueve las células receptoras sensoriales llamadas cilios, y a través del nervio vestibular y coclear se informa al cerebro y al cerebelo sobre la orientación [27]. En menos de un segundo, el cerebelo transmite mensajes a la médula espinal y a los músculos necesarios para mantener el equilibrio [23], [28]. El sáculo y utrículo también están integrados por células sensoriales ciliadas, las cuales son susceptibles a los cambios de la gravedad, mismos que determinan el equilibrio dinámico [26].

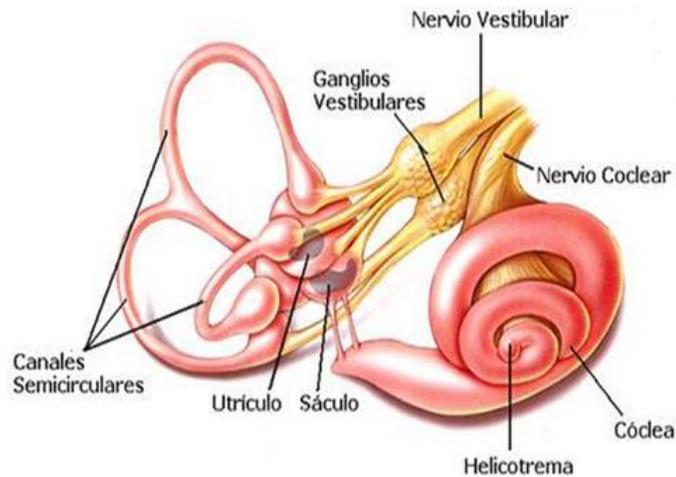


Figura 1. Representación simplificada del sistema vestibular [26].

En las personas mayores, las células ciliadas disminuyen hasta en un 40% [29], provocando alteraciones en la información de los canales semicirculares ante movimientos cefálicos, lo que da origen a una disfunción vestibular. Las patologías más comunes entre los adultos mayores relacionadas a este sistema son el vértigo postural paroxístico benigno (VPPB), enfermedad de Menière, la neuritis vestibular y el mareo multi sensorial (MMA), las cuales por lo general se manifiestan con mareos e inestabilidades [30], originadas por la pérdida de esas células y de los nervios que las irrigan.

El sistema somatosensorial, se refiere a la captación y procesamiento de información que proveen los sensores corporales, integrados por receptores térmicos, mecánicos, químicos, de dolor, de presión y fotónicos localizados en los músculos, piel, huesos, tendones, articulaciones, etc. [23]. Los sensores de presión ubicados en cuello, torso, propioceptores articulares y musculares transmiten señales al cerebro (ver Figura 2) mediante husos musculares para informar dónde está el cuerpo con respecto al entorno (propiocepción) [31].

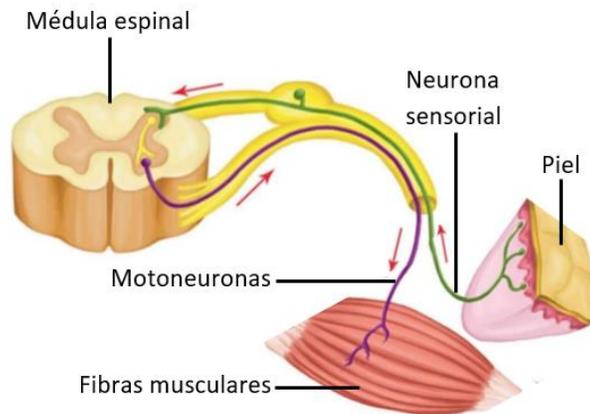


Figura 2 Representación de los receptores en los músculos y la piel y su conexión con el sistema nervioso central [32].

En edad avanzada, el sistema somatosensorial presenta serias alteraciones y por ello las personas mayores podrían desarrollar polineuropatía sensitiva (déficit sensorial causado por nervios dañados), lo cual se refleja en un riesgo de caída aumentado [30]. En esta etapa, se pierden principalmente receptores de vibración y tacto, especialmente en los pies, por lo que su estabilidad postural, el equilibrio y la capacidad funcional se ven comprometidos [33]. También se ha determinado que existen desórdenes de procesamiento de información de los receptores, lo que produce una integración sensorial errónea, y por lo tanto, frecuentemente suceden los episodios de caída e inestabilidad [34].

El sistema visual, se encarga de proporcionar información del ambiente que rodea al cuerpo humano de manera indirecta, es decir, sin estar en contacto con el entorno. Es quizás el sistema fisiológico que proporciona mayor información del medio, permitiendo determinar distancias y posiciones de objetos alrededor del cuerpo [23]. Este sistema está compuesto por los ojos, el nervio óptico y una parte del cerebro (ver Figura 3). Los ojos cuentan con células sensibles a la luz en la parte posterior llamados conos y bastones (en la retina). Ésta células convierten la energía lumínica en impulsos eléctricos que son enviados a través del nervio óptico al cerebro. El cerebro se encarga de descifrar dichos impulso y formar imágenes que son interpretadas de acuerdo a la experiencia del individuo [35].

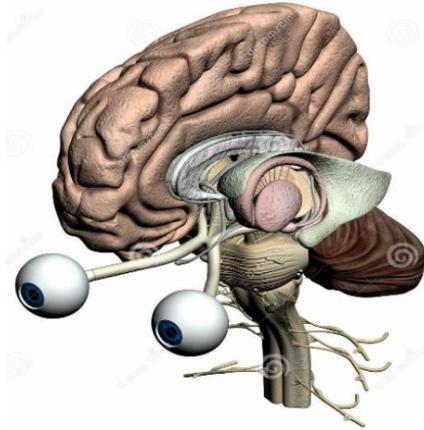


Figura 3. Representación simplificada del sistema visual donde se muestra su conexión con el SNC [36].

El sistema visual comienza a verse afectado a partir de los 50 años de edad, manifestándose con la disminución de la agudeza del campo visual, sensibilidad al contraste, pérdida de adaptación a la oscuridad y de la percepción de profundidades y distancias [37]. En el ojo, la córnea comienza presentar modificación de las células epiteliales; el lente ocular se vuelve más denso y menos elástico; el vítreo comienza a condensarse para después colapsar y en la retina se presenta la disminución de células y desarrollo de cataratas, glaucoma y degeneración macular [38]. Con el sentido imposibilitado, el equilibrio se ve fuertemente afectado ya que no se puede captar la información del entorno [30].

El sistema músculo-esquelético, está constituido por fibras inervadas de terminales nerviosas. Estas fibras conforman los músculos, los cuales se conectan con huesos y en conjunto con las articulaciones, forman un marco que permite al cuerpo realizar movimientos y proteger los órganos que lo componen (ver Figura 4). La tarea principal de este sistema en el equilibrio es permitir la locomoción y capacidad de respuesta ante eventos que desestabilicen el cuerpo humano [39].

A partir de los cuarenta años, la densidad ósea de las personas comienza a disminuir, siendo más significativa en las mujeres que en los hombres por efectos de la menopausia (25% y 12 % de pérdida respectivamente). Este proceso es conocido como osteoporosis senil [40] y es agravada por la deficiente absorción de calcio, falta de movimiento y problemas endocrinos [41].



Figura 4. Representación del sistema músculo-esquelético [36].

Los efectos más comunes derivados de la osteoporosis son las fracturas. Por otra parte, a partir de los sesenta años, la fuerza y masa muscular disminuyen significativamente (sarcopenia), debido a la pérdida de fibras musculares. Se calcula que, a los setenta y cinco años, el 15% de la masa corporal corresponde a músculo y solo el 10% a hueso, y para los ochenta años, ya se ha perdido el 50% de la fuerza muscular. Por otro lado, las articulaciones también sufren envejecimiento, propiciando la aparición de dolor, limitación de movimientos, disminución de tejido cartilaginoso, elasticidad, desgarres y deformidades [30].

Tales efectos se ven reflejados en el equilibrio y la alineación corporal, puesto que este sistema se encarga de ejecutar las acciones necesarias indicadas por el sistema nervioso central para mantener la estabilidad postural [34].

Por último, **el sistema nervioso central** integra y procesa toda la información generada de los sistemas antes descritos, con el objetivo de indicar las acciones a ejecutar para mantener la tarea de control de equilibrio [42]. Está integrado por el cerebro, cerebelo, bulbo raquídeo, espina dorsal, nervios y tallo cerebral. La Figura 5 muestra una parte de las terminales nerviosas distribuidas en el sistema músculo-esquelético, mediante las cuales el sistema nervioso se comunica con éste para poder ejecutar las acciones de control postural y mantener el equilibrio.

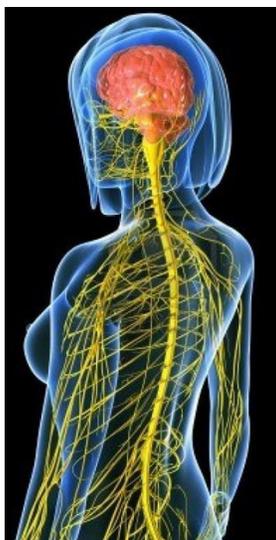


Figura 5. Representación del sistema nervioso central [42].

En las personas mayores, el sistema nervioso central sufre cambios significativos que traen consecuencias importantes en sus capacidades funcionales. El cerebro y la médula espinal pierden peso, por lo que las neuronas comienzan a experimentar dificultades para transmitir información esencial a los sistemas, causando daños severos y hasta mortalidad [43]. Al existir atrofia en las neuronas y en los nervios, es común que puedan desarrollarse enfermedades como esclerosis múltiple [44], demencia [45] o enfermedad de Parkinson [46], alterando la capacidad de equilibrio al inhibir información importante sobre el control postural, aumentando el balanceo y por consecuencia el riesgo de caídas. Por otra parte, también se pueden presentar problemas cognitivos (aprendizaje y confusión) psicológicos (depresión y delirios) que también repercuten en la capacidad motora [47].

Aunado a esto, se sabe que a partir de los 53 años comienza un declive notable del equilibrio estático y dinámico [48], y al analizar la contribución de cada sistema, resalta la importancia de su caracterización debido a la vulnerabilidad que presentan las personas mayores.

Una evaluación progresiva de la capacidad de equilibrio podría contribuir de manera indirecta al monitoreo de otras patologías, y una estimación sobre el riesgo de caída basado en esta condición, es aún más relevante, pues a partir de ese diagnóstico se pueden tomar acciones clínicas a fin de evitar el problema.

En realidad la manera más óptima e ideal de para medir el equilibrio es mediante el estudio de la posición del centro de masa (CoM, por sus siglas en inglés), el cual representa el punto de localización del promedio de la masa de todos los segmentos del cuerpo humano [51], o en otras palabras, es el punto donde se concentra la masa. Sin embargo el cálculo y seguimiento de este punto es complicado ya que depende de la posición y morfología de cada una de las partes del cuerpo [51].

Es más factible medir la trayectoria del CoP debido a que solo se deben registrar y procesar las magnitudes de las presiones plantares, las cuales tienen correspondencia con la posición del CoM desde el enfoque biomecánico [49]. En la literatura algunos autores conocen al CoM como el centro de gravedad (CoG, por sus siglas en inglés) y es común encontrar que se utilicen indistintamente estos términos, haciendo referencia de la proyección de este punto al suelo para poder explicar la relación con el CoP (ver Figura 6). También se ha reportado que el desplazamiento del CoP se puede considerar como una respuesta neuromuscular a los cambios de posición del CoM [52], es decir, a los desequilibrios [49].

El equilibrio del cuerpo humano es naturalmente inestable, por lo que constantemente el cuerpo mismo corrige las descompensaciones que originan que se balancee, y esta compensación la logra modificando la posición del CoM [53].

Esta acción correctiva fue estudiada por Winter [49], quien presentó el análisis de estabilidad postural de una persona en plano sagital (ver Figura 7), que se balancea hacia adelante y hacia atrás, en posición erecta y erguida, en el que identificó cinco fases que a continuación se describen.

El análisis del balanceo para mantener el equilibrio estático inicia cuando el CoM del cuerpo (W) está adelante del CoP (mostrado por el vector vertical de la fuerza de reacción del suelo, R). Estas fuerzas generan un momento de inercia con las distancias g y p respectivamente desde la unión del tobillo. Las magnitudes de W y R son iguales y constantes cuando el sujeto está en una posición erguida y sin moverse. Asumiendo que el punto de pivoteo del cuerpo son los tobillos y despreciando la masa de los pies, se presentarán dos momentos de inercia, el momento Rp en sentido antihorario y el momento Wg en sentido horario.

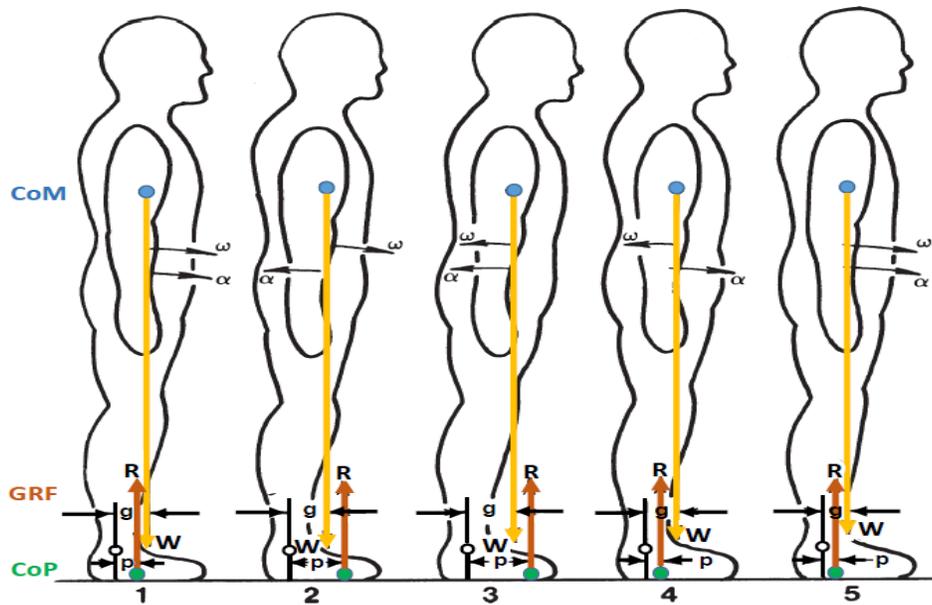


Figura 7. Fases de análisis de balanceo [49], [51].

En **fase 1**, se observa que Wg es mayor que Rp , y el cuerpo experimenta una aceleración angular α y una velocidad angular ω , ambas en sentido horario. Para corregir este desequilibrio y evitar una caída hacia adelante, el sujeto incrementa la actividad de flexión plantar, la cual incrementará su CoP, tal y como se observa en la **fase 2**, donde el CoM ahora es anterior al CoP, así que Wg es menor que Rp , por lo que la aceleración angular α tiene sentido anti horario, lo que provoca que la velocidad angular ω comience a decrecer, hasta que en la **fase 3**, el tiempo de α provoque que la velocidad angular tome sentido anti horario. Ahora α y ω tiene sentido antihorario y el cuerpo experimenta un balanceo hacia atrás.

La respuesta del sujeto a este balanceo hacia atrás se muestra en la **fase 4**, donde su CoP decrece y su actividad de flexión plantar se reduce. Nuevamente Wg es mayor que Rp , lo que ocasiona que la aceleración angular α tenga sentido horario y después de un periodo de tiempo, la velocidad angular ω decrece y cambia a sentido horario. En ese momento, el cuerpo del sujeto regresa a sus condiciones originales, como se muestra en la **fase 5**.

El análisis anterior y las posiciones de las variables de interés están basadas en el marco de referencia y los planos anatómicos que se muestran en la Figura 8.

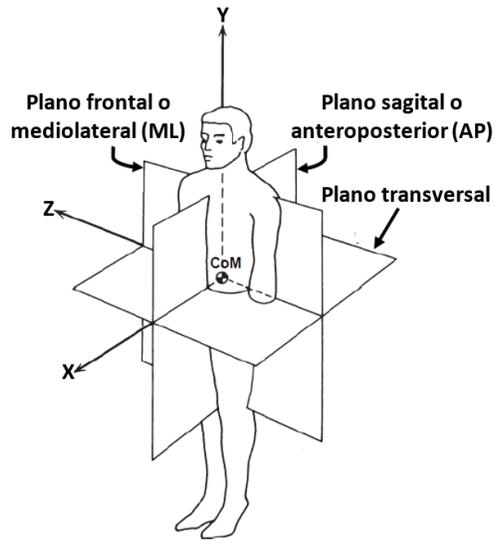


Figura 8. Marco de referencia y planos anatómicos [51].

La relación que existe entre la posición del CoP y el CoM fue caracterizada por Winter [51], quien registró los desplazamientos de estos puntos durante una prueba de 40 segundos, tomadas desde el plano anteroposterior (AP) Figura 9 a). En este registro se puede distinguir que la trayectoria del CoP es ligeramente más grande que la del CoM, que existe una tendencia en los desplazamientos y que los cambios en dirección del desplazamiento del CoM para mantener el equilibrio coinciden con los sobre impulsos de la señal del CoP. Duarte y Freitas [54] hicieron un registro similar al de Winter, pero graficando solo 15 segundos de trayectorias y la diferencia entre estas variables (ver Figura 9 b)), la cual puede notarse en línea punteada, con un valor muy cercano a cero a lo largo del tiempo del registro.

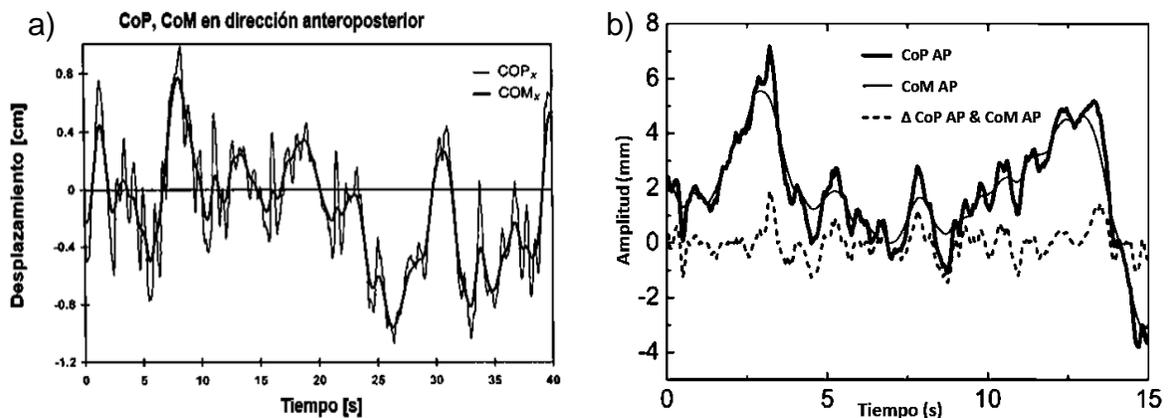


Figura 9. Medición de la posición del CoP y el CoM en plano A/P. a) 40 segundos [51] & b) 15 segundos y diferencia CoP-CoM [54].

A estas gráficas temporales se les conoce como estabilogramas [55], y también se puede obtener el trazo del desplazamiento del CoP en el plano mediolateral (ML) o anteroposterior (AP) (ver Figura 10). Los estabilogramas pueden interpretarse de la siguiente manera: en la dirección AP las oscilaciones posturales corresponden a movimientos hacia delante y hacia atrás, con valores positivos y negativos respectivamente, mientras que en dirección ML, el registro corresponde a movimientos hacia la derecha e izquierda, y como en el caso anterior, con valores positivos y negativos respectivamente [54].

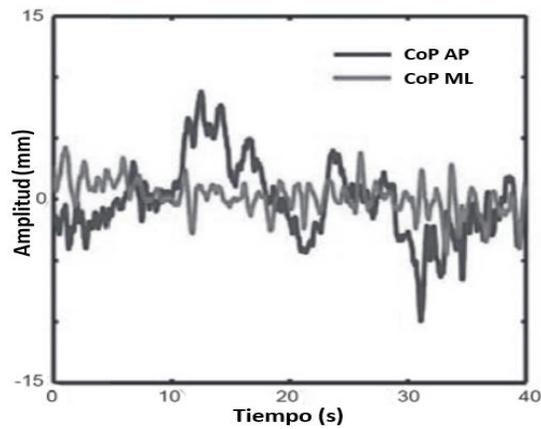


Figura 10. Registro de 40 segundos de estabilogramas en AP y ML [54].

A partir de las amplitudes de los estabilogramas se puede generar un estatocinesiograma [50], en el que la regla de correspondencia se refiere, en el eje “x” a las amplitudes del desplazamiento del CoP en dirección mediolateral y en el eje “y” a las del anteroposterior (ver Figura 11).

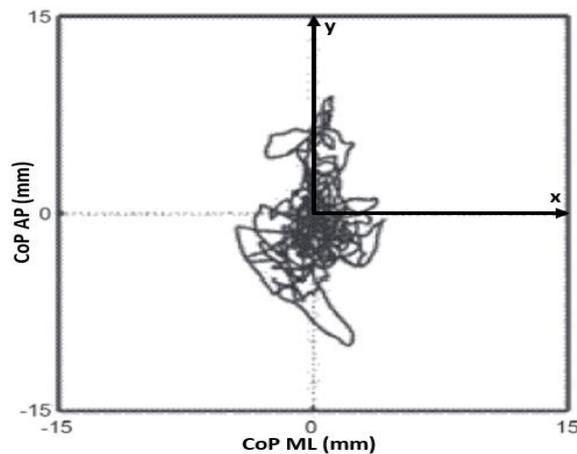


Figura 11. Ejemplo de un estatocinesiograma [54].

De este grafico se pueden obtener índices (descritos en el Apéndice A), que permiten obtener un valor cuantitativo de la condición de equilibrio del cuerpo humano.

Como se menciona en las secciones 1.1 y 1.2 de este capítulo, la capacidad de equilibrio del cuerpo humano decrece con la edad, entonces se puede deducir que la trayectoria del CoP y sus índices derivados serán diferentes entre personas menores y mayores de 60 años.

En adultos jóvenes, Rocchi [56] realizó un estudio basado en el análisis de la componente frecuencial principal del CoP, en el que incluyó a 50 adultos sanos (25 mujeres y 25 hombres) con rangos de edad de 21 a 30 años. Efectuó la medición por medio de una plataforma de fuerza con frecuencia de muestreo de 200 Hz con un filtro (FIR de orden 30) pasa bajas y frecuencia de corte de 8Hz, y pruebas con una duración de 50 segundos. El estatocinesiógrama y la densidad espectral de potencia (PSD) con valores máximos registrados en una de sus pruebas se muestran en la Figura 12, observándose desplazamientos inferiores a 1.5 cm en ambas direcciones (resultante de las distancias entre cada punto (ML, AP)) y componentes frecuenciales importantes no mayores a 1.5 Hz.

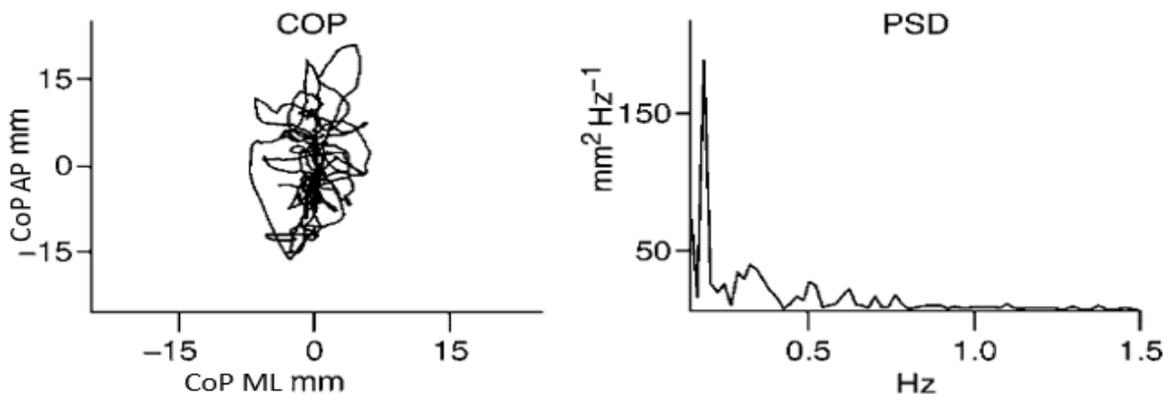


Figura 12. Características del CoP en estudio de Rocchi en adultos sanos [56].

Por otra parte, otros estudios [57], [58] reportan que el 90% de la potencia espectral de la señal del CoP para personas adultas con edad promedio de 22 años se encuentra por debajo de los 2 Hz, mientras que el rango de frecuencia de 5 a 10 Hz es considerado como ruido de la señal. Además se clasifican los rangos de

frecuencia de 0 - 0.3 Hz como baja frecuencia, 0.3 – 1 Hz como frecuencia media y 1 – 5 Hz como alta frecuencia [58].

En grupos de edad más avanzada, Fujimoto [59] realizó un estudio del balanceo postural en personas con disfunción vestibular, en el que incluyó a 88 pacientes (47 mujeres y 41 hombres) con edad promedio de 53.9 años y desviación estándar de ± 15.4 años. Realizó mediciones del CoP usando una plataforma de fuerza con frecuencia de muestreo de 20 Hz. El estatocinesigrama y la PSD obtenidas de un individuo de 62 años que padece la enfermedad de Menière se muestran en la Figura 13. La información de la gráfica de PSD fue clasificada según el área bajo la curva (AUC), en baja frecuencia (LF-AUC), frecuencia media (MF-AUC) y alta frecuencia (HF-AUC). En la misma Figura se puede distinguir que este tipo de personas puede presentar desplazamientos superiores a los 2 cm en ambas direcciones y aunque con amplitudes no representativas, hay componentes frecuenciales superiores a 1.5 Hz.

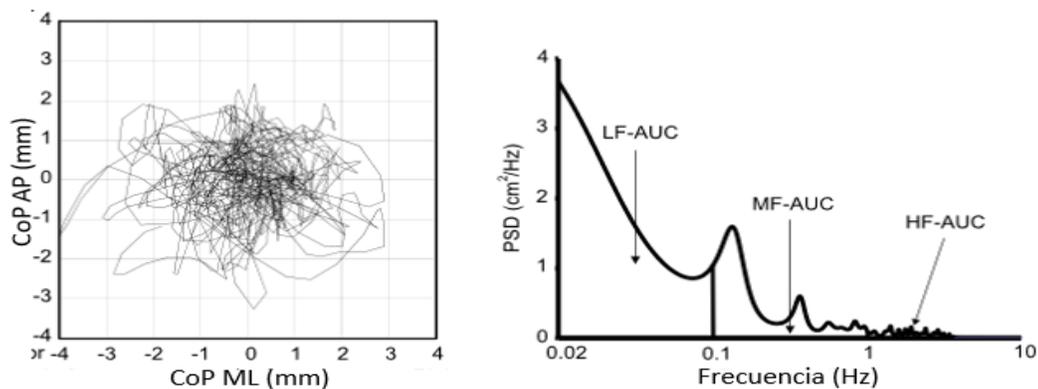


Figura 13. Características del CoP de una persona de 62 años con síndrome de Menière [59].

En general, el ancho de banda de la señal del CoP en posición estática reportado en la literatura se encuentra en un rango de 0 a 5 Hz, en el cual está incluida la información frecuencial de personas mayores [60], [61].

Un estudio que compara el CoP de personas jóvenes y mayores lo realizó Abrahamová & Hlavacka [62] en el que investigaron los cambios de la edad relacionados al equilibrio, evaluando en posición estática a participantes de entre 20 y 82 años (clasificados en tres grupos, junior 20-40 años, mediana edad 40-60 años y adulto mayor a 60 años) bajo dos condiciones: por el tipo de superficie de apoyo (firme y suave) y con la visión, ojos abiertos y cerrados (prueba de Romberg

[63]). Los estatocinesiogramas y los análisis de regresión de datos mostraron un incremento evidente del balanceo postural en el grupo de edad a partir de 60 años. En la Figura 14 se muestra el estatocinesiograma de una persona de cada grupo de edad de ese estudio. Se puede observar que los desplazamientos del CoP de una persona en posición de pie y estática incrementan si se le priva del sentido de la visión, si se modifica la superficie de contacto de los pies (de firme a suave/espumosa, como entrada somatosensorial) o bien, con el aumento en la edad; y el caso que combina las anteriores es donde se presentan las mayores excursiones del CoP.

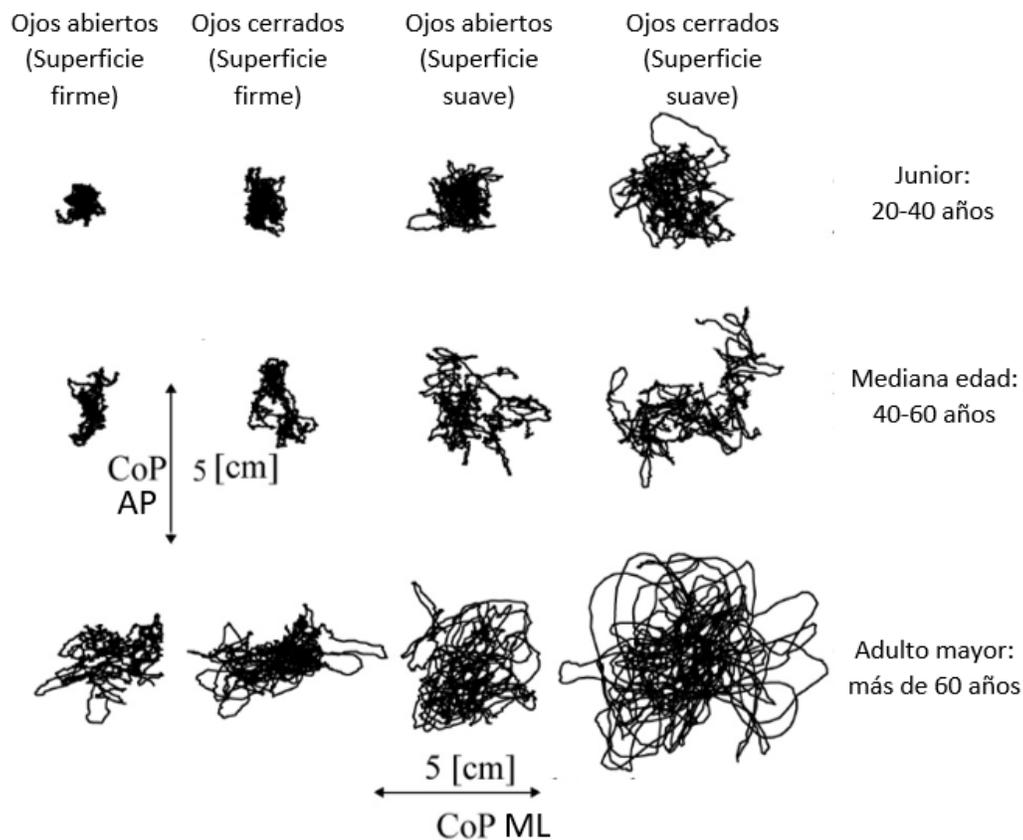


Figura 14. Estatocinesiogramas clasificados por edades, superficie de contacto y visión [62].

En la misma Figura 14 se puede ver que los desplazamientos del CoP en ambas direcciones, para la categoría junior con ojos abiertos y sobre una superficie plana son de aproximadamente 1 cm como máximo, mientras que para las mismas condiciones pero en la categoría de persona mayor, las excursiones del CoP son superiores a los 3 cm, concluyendo con evidencia suficiente que hay alteraciones al equilibrio conforme la edad de una persona avanza.

Por otra parte, como las métricas del Apéndice A son dependientes de la excursión del CoP, entonces el valor de las mismas también difiere con relación a la edad, como se expone en [64]. En conclusión, resulta relevante el estudio del equilibrio, ya que, al tener valores cuantitativos de esta condición, se podrían identificar y diagnosticar posibles riesgos de caída entre las personas mayores.

Estado del Arte

En la literatura existen diversos trabajos que abordan la temática de las caídas en personas mayores desde varios enfoques, refiriéndose a los factores que las propician y a las soluciones actuales de la problemática basadas en valoraciones clínicas, uso de tecnologías o combinación de estas. En este capítulo se presenta una recopilación de la información disponible y más relevante para cada rubro.

1.4 Factores de riesgo de caídas en adultos mayores.

Si bien las caídas no son un problema directamente asociado con la edad [65], el deterioro físico como parte natural del proceso de envejecimiento puede aumentar el riesgo [66], [67]. Se puede reducir la tasa de caídas haciendo frente a los factores que las provocan, por ejemplo realizar actividad física, pues se ha observado una relación directa con el decremento del riesgo de caídas [68], [69].

Actualmente se estima que existen más de 400 factores de riesgo [70], [71], pero en general se pueden agrupar en dos categorías: intrínsecos y extrínsecos. La mayoría de los intrínsecos se originan especialmente por el deterioro del sistema nervioso central, vestibular, somatosensorial musculoesquelético y visual, los cuales, como se mencionó en la sección anterior, contribuyen de manera sustancial en la capacidad de equilibrio del ser humano [72]. A continuación, se enlistan este tipo de factores de riesgo, ordenados por frecuencia de aparición en los diferentes artículos analizados.

1. **Problemas de visión** [17], [71], [73]–[85].
Agudeza visual deficiente, percepción incorrecta de las profundidades a distancia, sensibilidad de contraste, prueba estereoscópica de Frisby negativa, ángulo del campo visual, cataratas, glaucoma y degeneración macular.
2. **Problemas del sistema nervioso central** [18], [73], [79], [80], [82], [86]–[93].
Reflejo palmo mentoniano, enfermedad de Parkinson, tiempos deficientes (reactivo anticipativo y voluntario), traumatismo cerebral, estado funcional, delirio, trastornos del sueño, ansiedad y epilepsia.
3. **Problemas de marcha** [17], [71], [73]–[75], [77]–[79], [82], [83], [86]–[89], [94]–[102].
Velocidad lenta <0.83 m/s, continuidad de la marcha incompleta, asimetría de la marcha, duración de doble soporte baja, dificultad para ejecutar caminata tándem y control dinámico.
4. **Problemas de equilibrio** [17], [71], [74], [75], [78], [80]–[83], [86], [88], [90], [93], [94], [96], [103]–[107].
Incremento de balanceo postural, incremento del balanceo en el plano frontal, sentido de propiocepción deficiente, límites de estabilidad reducidos e inestabilidad postural.
5. **Uso de fármacos y cantidad de consumo** [18], [71], [74], [79], [83]–[86], [89], [90], [92]–[94], [96]–[98], [100]–[102], [107], [108].
Ingesta de sedantes, psicotrópicos. benzodiacepinas, anticonvulsivos, antidepresivos, antipsicóticos, anticolinérgicos, hipnóticos sedativos, relajantes musculares, medicamentos cardiovasculares, antidiuréticos, inhibidores de enzima convertidora de angiotensina, bloqueadores de canales de calcio, bloqueadores betaadrenérgicos, neurolépticos, ansiolíticos, inhibidores de la receptación de serotonina y norepinefrina.
6. **Edad/envejecimiento** [17], [18], [71], [74], [75], [78], [81], [83], [84], [90], [96], [97], [102], [103], [106], [107], [109].
7. **Problemas vestibulares** [17], [71], [75], [76], [82], [83], [89], [98], [100], [101], [110], [111].
Mareos, Vértigo Postural Paroxístico Benigno (VPPB), crisis otolítica de Tumarkin y desorientación espacial.
8. **Problemas cardiovasculares** [17], [71], [73], [81], [83], [89], [92], [94], [96]–[98], [101], [102], [112], [113].
Hipertensión arterial, presión arterial sistólica de pie menor a 110mmHg, más de 80 pulsaciones cardiacas por minuto en reposo, hipotensión ortostática, disfunción sinoatrial, arritmia y fibrilación atrial.
9. **Historial de caída** [17], [72], [74], [81], [83], [87], [96], [98], [102], [103], [106], [107], [109].
10. **Movilidad** [73], [74], [81], [88], [89], [93], [97]–[102], [104].
11. **Sexo** [75], [81], [83], [91], [93], [96]–[99], [102], [106].
12. **Problemas de la columna vertebral** [71], [73], [89], [97], [103], [104], [106], [109], [114].

- Fracturas, dolor, artrosis, flexibilidad deficiente y cifosis.
13. **Debilidad y decremento de fuerza muscular** [74], [76], [77], [79], [80], [83], [88], [89], [94], [95], [104], [106], [115].
 14. **Daños cognitivos** [17], [71], [74], [82], [83], [86], [90], [93], [103], [105], [106], [109]: Confusión, déficit de atención, déficit de aprendizaje y disfunción ejecutiva.
 15. **Estado mental** [72]–[75], [81], [86], [90], [93], [96]–[99], [101], [116].
Función psicológica, miedo a caer y demencia senil.
 16. **Estado moral** [17], [72], [73], [79], [81], [83], [90], [93], [96], [97], [106], [107].
Depresión e inseguridad en sí mismo.
 17. **Déficits sensoriales y motores** [71], [74], [76], [80]–[82], [102].
 18. **Infarto/Accidente cerebro-vascular (ACV)** [78], [84], [89], [91], [93], [94], [97], [101].
 19. **Índice de masa corporal < 18.5 (kg/m²), altura y peso:** [71], [78], [79], [81], [85], [91], [93], [109].
 20. **Falta de vitamina D** [20], [89], [115], [117], [118].
 21. **Consumo de alcohol y/o estupefacientes** [73], [75], [84], [89], [91], [92], [98], [100]
 22. **Artritis** [17], [84], [87], [89], [93], [94], [97].
 23. **Osteoporosis** [18], [75], [84], [89], [97], [106].
 24. **Discapacidad en extremidades inferiores** [17], [72], [86], [102], [109].
 25. **Incontinencia urinaria** [72], [74], [85], [97], [106].
 26. **Raza y genética** [78], [83], [87], [119], [120].
 27. **Otros: Sincope** [17], [75], [98], [121], **problemas de audición** [73], [89], [98], [107]: Tinnitus, **Enfermedades neurodegenerativas** [83], [122], [123]: Esclerosis múltiple y deficiencia moto neuronal, **Enfermedades pulmonares** [89], [97], [102], **Anemia** [89], [97], [102], **diabetes mellitus** [93], [96], [97], **dinamometría de la mano <12 kg.** [81], [109], **anormalidades y deformidades podológicas** [79], [89], [124], **densidad mineral y ósea** [71], [78], **energía mecánica deficiente** [75], [82], **neuropatía periférica** [79], **Estrés** [75], **riesgos nutricionales** [94], **desórdenes reumáticos** [103].

Por otra parte, los factores extrínsecos se deben principalmente a causas externas no fisiológicas de las personas mayores, es decir, al entorno en el que se desarrollan [121], los cuales provocan entre 30% y hasta 50% de las caídas en este sector [124]. Los factores comúnmente reportados en el estado del arte se enlistan en seguida, y al igual que los anteriores, ordenados por frecuencia de aparición.

1. **Actividades de la vida diaria** [17], [71], [73], [79], [87], [93], [99], [102], [103], [107], [109].
Incapacidad para ir al sanitario, ambular sin ayuda, dificultad para levantarse de una silla, incapacidad para levantarse de una posición horizontal (acostado).

2. **Entorno del adulto mayor** [17], [18], [71], [74], [75], [83], [86], [87], [112], [121], [124].
Obstáculos en general, alumbrado deficiente, subir/bajar escaleras, alfombras, piso mojado, bañeras, falta de barandales, muebles no fijados y superficies irregulares.
3. **Nivel de calidad de vida** [90], [98], [104], [116], [125], [126].
4. **Otros: Estatus social** (soltería viudez o divorciados) [79], [96], [107], **Cambios de estilo de vida** [77]: dejar de laborar, **uso de calzado inapropiado** [75].

De los listados anteriores se puede observar el interés que existe para esta línea de investigación, pues repetidamente se identifican como causantes de caídas en personas mayores a los problemas de visión, musculoesqueléticos, cardiovasculares, vestibulares, sensoriales, del sistema nervioso central, marcha, equilibrio, daños mentales, uso de fármacos, historial de caídas, raza, edad, sexo; mientras que extrínsecamente y con menos frecuencia, el entorno del adulto mayor y la incapacidad para realizar actividades de la vida diaria.

Ya sean de una u otra procedencia, la afectación que provoca cada uno de estos factores a la calidad de vida de la persona mayor es trascendental, por lo que es conveniente una valoración profesional para identificarlos. También es importante señalar que la mayoría de los estudios reportados identifican la presencia de estos factores en poblaciones de adultos mayores de origen estadounidense y en menor proporción, asiáticas, siendo prácticamente nulos los estudios en poblaciones latinoamericanas. Esto expone la importancia de realizar investigaciones en estas poblaciones, considerando que algunos factores de riesgo son más acentuados en países de esta región, derivados precisamente del menor nivel de calidad de vida en general.

La OMS hace constantes campañas para evitar estos accidentes y promover el envejecimiento saludable, manteniendo actualizados a los sistemas de salud, mejorando en la atención a enfermedades crónicas, elaborando investigaciones y estadísticas, creando entornos adaptados al sector y hasta difusión de campañas [127]. El sistema propuesto en esta tesis busca contribuir, en la medida de lo posible, como herramienta de apoyo para la identificación del problema, en pro de mejorar la calidad de vida de este sector poblacional vulnerable.

1.5 Escalas clínicas para evaluar el riesgo de caídas en adultos mayores.

Las escalas clínicas son herramientas que caracterizan el equilibrio del cuerpo humano, las cuales apoyan en la evaluación de riesgo de caídas [124], ya que la capacidad de ejecutar tareas demandantes le permite al evaluador, dependiendo de la edad y del historial previo de caída, estimar el riesgo de caída de las personas mayores [5], [128], [129].

A continuación, se presenta cronológicamente, una descripción breve de cada escala, la aplicación de estas en algunos estudios para poblaciones específicas y el desempeño reportado.

Romberg Test: Es una maniobra de consultorio enfocada en el estudio de la ataxia sensitiva como causa de desequilibrio, dificultad de la marcha, vértigo y traumatismo craneal, presentada por Moritz Heinrich Romberg en 1846 [63]. En esta prueba, se le pide al sujeto que se quite los zapatos y se pare con los pies juntos en una superficie nivelada, con los brazos al lado del cuerpo o cruzados por delante; adoptando una postura erguida en silencio, con los ojos abiertos y después con los ojos cerrados por 30 segundos cada una. Por seguridad y para evitar accidentes o lesiones, es recomendable que el evaluador este cerca del paciente por si pierde el equilibrio o se cae. Mientras la persona permanece con los ojos abiertos, es examinada acerca de la presencia de balanceos o desequilibrios que puedan propiciar una caída, y con ojos cerrados se evalúa además, la capacidad para mantener una postura erguida [130].

La prueba resulta positiva cuando el paciente es incapaz de mantener el equilibrio (aumento en el balanceo postural, colocación de un pie en dirección de la caída o la caída). Problemas en el cerebelo y vestibulares pueden ser detectados en esta prueba cuando el paciente no puede pararse con los pies juntos independientemente de mantener los ojos abiertos o cerrados, y por otra parte, personas con neuropatía diabética pueden conducir a un falso positivo debido a la

perdida de sensibilidad en los dedos de los pies [131]. Las desventajas de esta prueba radican principalmente en la subjetividad al ser no cuantitativa, bajo poder para identificar lesiones y predecir el riesgo de caídas, y no reflejar la capacidad de realizar actividades de la vida diaria, además de presentar una baja sensibilidad y especificidad [130], con valores no mayores al 70% [132], [133].

Sin embargo, cuando se evalúan a personas sobre una superficie suave/espuma en lugar de firme/rígida, estos valores pueden incrementarse hasta un 80% [134]. También se ha reportado gran confiabilidad en pruebas *test-retest* ($0.70 < r < 0.90$) e inter evaluador (ICC~0.99) [135] (en estudio del equilibrio de mujeres adultas mayores).

One Leg Stance Test (OLST): Consiste en la evaluación del equilibrio en la que los pacientes deben estar apoyados en una sola pierna durante el mayor tiempo que les sea posible, con ojos abiertos y con ojos cerrados. En esta prueba, propuesta por Fregly en 1968 [136], se registra el tiempo en que el participante flexiona su pie levantado hacia diferentes posiciones, teniendo como principal ventaja de que solo toma aproximadamente **un minuto** en desarrollarse. Los participantes que no puedan realizar la tarea durante al menos 5 segundos, se les considera con mayor riesgo de caída [7]. La confiabilidad de esta prueba se ha reportado como moderada para intra evaluador (ICC=0.69) y excelente en inter evaluador (ICC=0.75), con una sensibilidad y especificidad del 95% y 58% respectivamente [137].

Timed Up & Go Test (TUG): Fue propuesta en 1986 por Mathias [138] y mide el tiempo que le toma a una persona pararse de un sillón o silla, caminar una distancia de tres metros, voltear, caminar de regreso a la silla y sentarse. Fue desarrollada para medir el equilibrio en personas adultas mayores de forma clínica y su escala ordinal va de 1 a 5, la cual es asignada según la percepción del evaluador. Los participantes que les tome más de 13.5 segundos completar la prueba, se clasifican con un riesgo mayor de caída [144]. Presenta una correlación ($r = -0.79$) con la prueba BBS (descrita más adelante) y es utilizada como predictor de caídas, basada en la capacidad de equilibrio dinámico [140].

Es una de las herramientas clínicas más empleadas por los profesionales para diagnosticar riesgo de caídas en adultos mayores, pero su desempeño ha sido cuestionado en el estado del arte, por ejemplo, un trabajo de revisión sistemática y meta-análisis que incluyó 25 y 10 estudios respectivamente [141], afirma que la prueba tiene una capacidad limitada en la predicción de caídas en adultos mayores y recomienda no utilizarla por si sola para identificar a las personas mayores con alto riesgo de caídas, pues los valores de sensibilidad y especificidad son de 75% y 31% respectivamente.

Performance Oriented Mobility Assessment (POMA): Fue elaborada por Tinetti en 1986 [142], y consiste en una evaluación de nueve maniobras de equilibrio utilizadas en actividades de la vida diaria, clasificadas como normales, adaptivas o anormales, y siete características de marcha, catalogadas como normales o anormales. Hay un total de 16 puntos en equilibrio y 12 en la marcha, para un puntaje máximo de 28. Obtener entre 25 y 28 puntos indica que el sujeto tiene bajo riesgo de caída, de 19 a 24 riesgo medio y menor a 19 riesgo alto.

El tiempo que dura la prueba es de aproximadamente **15 minutos**. Un estudio informó que la confiabilidad inter e intra evaluador varió de entre 0.80 y 0.93, reportando 61.5% de sensibilidad y 69.5% de especificidad [83]; otro estudio reportó 70% y 52% respectivamente [143], mientras que el porcentaje más bajo lo documentó Mancini [7], con 11% de especificidad.

Berg Balance Scale (BBS): Propuesta por Berg, Maki, Holliday, & Wood-Dauphinee en 1992 [11]. Consiste en una prueba de 14 *ítems* que incluye acciones comunes necesarias en la vida diaria (pararse y sentarse, levantar un objeto, posición tándem, giro de 360° y permanecer en equilibrio sobre una pierna). Cada actividad tiene un puntaje de 0 cuando la tarea no puede ser completada a 4 que indica independencia, y al igual que en otras herramientas clínicas, son asignados según la percepción del evaluador.

Esta escala ha sido probada y validada en diferentes estudios en adultos mayores, pues ha mostrado una importante confiabilidad inter e intra evaluador (ICC=0.98 en

ambas) y consistencia interna (ICC=0.96) [144]; en cambio Bennie [145] reporta el mismo valor de confiabilidad inter evaluador que en el estudio anterior, pero difiere en la intra evaluador, con un valor de ICC=0.68.

El rango de la escala va de 0 a 56 (0-20 riesgo alto, 21-40 riesgo medio y 41-56 riesgo bajo de caída) y tarda **20 minutos** aproximadamente su realización. Es una herramienta común y ampliamente utilizada para diagnosticar el riesgo de caída en adultos mayores, pero presenta limitantes como errores de redondeo de puntajes, énfasis mínimo en marcha y equilibrio dinámico, y ha tenido una baja sensibilidad en la predicción de caídas en algunos estudios [146].

Teresa Steffen [147] reporta una sensibilidad del 64% y una especificidad del 90% (porcentaje de casos con riesgo de caída o falta de equilibrio que la prueba fue capaz de detectar correctamente y el porcentaje de casos sin riesgo de caída que la prueba fue capaz de detectar correctamente respectivamente), Mancini [7] reporta 53% de sensibilidad, Park [148] 72% y 73% en sensibilidad y especificidad respectivamente y por último Santos [149] reporta de 0 a 15% de sensibilidad y 83% a 100% de especificidad. Una revisión sistemática de la herramienta concluye que, dados los múltiples puntos de corte y por ende múltiples valores de desempeño, la herramienta debe ser empleada cuidadosamente y combinada con el criterio del evaluador, pues no hay evidencia de un punto de corte óptimo para la estimación del riesgo de caídas [150].

Functional Reach Test (FRT): Fue propuesto por Duncan, Weiner, Chandler y Studenski en 1992 [151] y consiste en la medición de la estabilidad corporal durante un movimiento auto iniciado. El alcance funcional es la diferencia en pulgadas entre la longitud del brazo de una persona y el alcance máximo hacia adelante con el hombro flexionado a 90° mientras se mantiene una base fija de soporte de pie.

La distancia es medida con una regla montada en la pared al nivel del hombro de la persona. Un alcance menor a 6 pulgadas es un indicador de riesgo de caída y tarda aproximadamente **5 minutos** en ejecutarse. Esta prueba es capaz de detectar desordenes en el equilibrio y medir los cambios en su rendimiento a través del tiempo de evaluación en personas adultas mayores.

Mancini informa que esta evaluación no relaciona el CoP o el CoM con los límites de estabilidad [7]. Por otra parte se reporta una sensibilidad y especificidad de 62% y 92% respectivamente [137], mientras que la confiabilidad inter e intra evaluador es alta (ICC=0.99 y ICC=0.97 respectivamente) [145]. Eagle en su estudio sobre la predicción de caídas accidentales en adultos mayores [152], reporta 76% y 34% respectivamente, y además señala que a menudo resulta incomoda de ejecutar.

The Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC): Es un cuestionario de 16 *ítems* completado por el paciente, que recoge información sobre su autoconfianza en la realización de diversas actividades de la vida diaria que demandan equilibrio. Fue propuesto por Powell y Myers en 1995 [153], y los puntajes asignados son de forma porcentual (de 0% a 100%). Las actividades para realizar incluyen caminar de puntilla, subir escaleras, barrer el piso, salir o entrar a un auto y levantar un objeto del suelo. Resultados del 80% o más indican un alto nivel de la función física, entre 50% y 80% un nivel moderado, y menor al 50% un bajo nivel. Esta prueba toma aproximadamente **20 minutos** en ser aplicada. La sensibilidad y especificidad reportada en una investigación para predecir caídas en adultos mayores de la India fue de 86.36% y 87.38% respectivamente [154], en la que valor de corte óptimo para distinguir a los adultos con el problema fue $\leq 58,13\%$. En otro estudio que incluyó personas brasileñas y portuguesas, la confiabilidad inter e intra evaluador fue buena (ICC=0.80 y ICC=0.94 respectivamente) [155].

Dynamic Gait Index (DGI): Desarrollada como una herramienta clínica para evaluar el riesgo de caída, equilibrio y la capacidad para modificar la marcha, en respuesta a tareas demandantes y cambiantes, propuesta por Shumway y Woollacott en 1995 [156]. En la marcha se evalúan ocho actividades que son: estabilidad en el caminado, cambio de velocidad en el caminado, caminado mientras realiza movimientos horizontales y verticales con la cabeza, caminar con obstáculos, pivoteo durante el caminado y subir las escaleras.

Estas actividades están clasificadas en cuatro escalas, desde un valor 3 para una ejecución normal a un valor 0 para problemas severos, con un puntaje máximo de

24 puntos [146]. El desarrollo de la prueba toma aproximadamente **10 minutos** en completarse y un puntaje menor a 19 está asociado con un problema de marcha y riesgo de caída [157]. En un estudio sobre la predicción de caídas en el que participaron 44 personas mayores, esta herramienta presentó 59% de sensibilidad y 64% de especificidad, con el valor de punto de corte ≤ 19 [158], además de valores de confiabilidad excelentes en inter evaluador ($r = 0.96$) y *test-retest* ($r = 0.98$). Herman [159] aplicó esta herramienta en un estudio de tres años, en el que incluyó a 278 sujetos de entre 70 y 90 años. También empleó el punto de corte ≤ 19 como umbral para detectar el problema, pero con este, sus valores de sensibilidad y especificidad fueron de 91% y 3% respectivamente, señalando además que la herramienta es susceptible al efecto de redondeo.

Physiological Profile Approach (PPA): Es una prueba que evalúa la visión, sensación cutánea del pie, fuerza muscular de la pierna, tiempo de reacción y balanceo postural, propuesta por Lord en 1996 [160]. Los puntajes están dados en valores normalizados y clasificados de la siguiente manera: menores a menos 2 como riesgo muy bajo, entre menos 1 y 0 es bajo, 0 a 1 como medio, 1 a 2 es moderado y de 2 en adelante es riesgo marcado de caídas.

Más tarde en 2003, Lord agrega pruebas de nivel de contraste en la visión, dependencia del campo visual, de vibración, de propiocepción (sentido de posición) [161] y reporta dos investigaciones en donde se aplicó esta prueba. La primera fue un estudio de un año en el que incluyó a 95 personas de entre 59 y 97 años y fue capaz de clasificar correctamente a los sujetos en grupos con múltiples caídas y grupos de una caída o ninguna con una exactitud de 79%. El segundo incluyó a 414 adultos mayores de entre 65 y 99 años, logrando un 75% de exactitud en la misma clasificación.

Singh [162] reporta en su estudio una sensibilidad y especificidad regulares para esta prueba (65% y 35% respectivamente). Por otra parte la confiabilidad *test-retest* reportada en [140] fue de regular a buena (ICC desde 0.51 hasta 0.97), mientras que la confiabilidad inter evaluador fue moderada (0.7 para las pruebas de propiocepción y 0.81 las de sensibilidad táctil). La duración de esta prueba es de

aproximadamente **45 minutos** y requiere de equipo especializado para cada rubro de evaluación, además de que no considera la evaluación de actividades funcionales o de control postural [140].

St. Thomas's Risk Assessment Tool in Falling Elderly Inpatients (STRATIFY):

Es una herramienta que estima el riesgo de caídas basada en un interrogatorio de 5 ítems (historial de caídas, agitación del paciente, deterioro visual, necesidad de ir al baño con frecuencia, y capacidad de traslado y movilidad; asignando un punto en cada respuesta afirmativa), propuesta por Oliver en 1997 [163]. Es importante mencionar que esta herramienta se basa solo en un cuestionamiento, y no en el desarrollo de actividades que involucren al equilibrio, lo que la pone en ventaja sobre las demás escalas, pero por otra parte, es enteramente dependiente de la veracidad de las respuestas del entrevistado.

Un estudio que estableció como punto de corte un valor de 2 o más para la definición de riesgo de caída, reportó una sensibilidad de 92% y especificidad de 68% (aplicado en 331 personas mayores). En esa misma investigación, al mover el punto de corte a 3 o más, estos valores de desempeño fueron de 54% y 88% respectivamente.

En otro estudio, cuyo propósito fue la predicción de caídas en 2568 pacientes hospitalizados, la herramienta presentó 84% y 81% de sensibilidad y especificidad respectivamente, prediciendo correctamente el riesgo de caídas de los pacientes menores de 75 años ingresados en salas médicas y quirúrgicas generales, pero no así en los pacientes de 75 años o más ingresados en salas geriátricas [164]. Un estudio más (135 personas mayores de 83.8 ± 8.01) [165] reporta una sensibilidad y especificidad de 68.2% y 66.4% respectivamente, informando que el tiempo aproximado en completar el cuestionario es de **4 minutos**.

Stopping Elderly Accidents, Deaths and Injures (STEADI): Es una herramienta de prevención de caídas que contiene recursos de atención médica para evaluar y tratar el riesgo de caída en entornos clínicos, de la CDC (*Centers for Disease Control and Prevention*), propuesta por Stevens y Phelan en 2013 [22]. En esta, el sujeto

primero responde preguntas relacionadas con el historial de caídas, inseguridad al deambular y con preocupación de caerse. Después, el evaluador somete al adulto mayor a una serie de actividades que consisten en pruebas de marcha (TUG), fuerza en piernas (levantarse y sentarse continuamente durante 30 segundos) y balance estático (pies juntos, semi tándem, tándem y OLST). Además de cuidar y verificar que las pruebas sean ejecutadas correctamente, el evaluador ingresa los resultados obtenidos al algoritmo establecido, el cual dictamina sobre el nivel de riesgo observado.

Este algoritmo posee una escala nominal: bajo riesgo, para el cual se le reeduca al paciente sobre su equilibrio, se recomienda la ingesta de calcio y vitamina D, y se le asigna un programa de ejercicio; riesgo moderado, en el que se incluyen las recomendaciones de bajo riesgo y adicionalmente se debe trabajar en la mejora de la marcha, fuerza en piernas y equilibrio estático; y riesgo alto, en el que incluye todas las recomendaciones anteriores, además del monitoreo y planes de mejora para la presión arterial, el uso de medicamentos, problemas podológicos, déficits visuales y el entorno que lo rodea [166]. La prueba puede tardar de **15 a 20 minutos** en ser completada [167].

En 2017 Lohman [168] presentó un estudio para evaluar la validez del algoritmo STEADI para predecir caídas. La sensibilidad y especificidad que mostró la herramienta fue de 65% en ambas, en el sentido de que un diagnóstico de riesgo bajo o alto de STEADI predijo la experiencia posterior o no de una caída.

Balance Testing Scale X16 (BTSX16): Es la prueba más reciente desarrollada para evaluar el equilibrio y riesgo de caídas en adultos mayores, propuesta por Ju en 2018 [169], basada en escalas como BBS y TUG. Esta prueba evalúa tres rubros importantes asociados a las caídas en adultos mayores: equilibrio estático (permanecer de pie con los pies juntos, tándem, permanecer de pie con ojos cerrados y permanecer sobre una pierna), estabilidad postural (pararse y sentarse, sentarse y pararse, pararse y cuclillas, cuclillas y pararse) y equilibrio dinámico (inicio de la marcha, altura del paso, longitud del paso, simetría de la marcha,

continuidad de la marcha, camino a recorrer, estabilidad troncal durante la marcha y voltear mientras camina).

La ejecución de la prueba es de **5 minutos**, en la que todos los *ítems* poseen una calificación de 1 (éxito) y 0 (fracaso), a excepción de los de estabilidad postural, cuyos puntajes van de 0 a 2. Un total de 20 puntos compone la escala la cual está dividida en 4 categorías (17-20 como intacto, 13-16 medio, 7-12 moderado y 0-6 daño severo). Para evaluar y validar dicha escala, participaron 1985 participantes mayores a 60 años. El coeficiente alfa Cronbach para la prueba fue de 0.9333, el cual indica que existe una excelente consistencia interna de los *ítems*. Los coeficientes de correlación de Spearman entre los *ítems* estuvieron en un rango de 0.538 y 0.935, por lo que la prueba demostró que con el incremento en la edad, los puntajes de equilibrio estático, dinámico y estabilidad postural declinan gradualmente así como también la proporción de adultos sin problemas de equilibrio ($p < 0.001$). Dado que es una prueba relativamente nueva, aun no se presentan estudios prospectivos ni comparaciones con otras escalas que permitan evaluar su sensibilidad y especificidad.

Un resumen sobre la capacidad de detección de riesgo de caída y el tiempo aproximado para realizar cada una de las pruebas antes mencionadas se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1. Resumen general sobre el desempeño y tiempo de ejecución de herramientas clínicas.

Herramienta	Duración aproximada	Sensibilidad y especificidad	Escala del nivel de riesgo
Romberg Test	1 min.	61% & 58%	Dicotómica.
OLST	1 min.	95% & 58%	Dicotómica.
TUG	Variable.	75% & 31%	Dicotómica.
POMA	15 min.	70% & 52%	Policotómica (bajo, medio alto).
BBS	20 min.	15% & 83%	Policotómica (bajo, medio alto).
FRT	5 min.	76% & 34%	Dicotómica.
ABC	20 min.	86.3% & 87.3%	0 a 100% & Dicotómica.
DGI	10 min.	59% & 64%	Dicotómica.
PPA	20 min.	65% & 35%	Policotómica (x5).
STRATIFY	4 min.	68.2% y 66.4%	Dicotómica.
STEADI	15 a 20 min	65% & 65%	Policotómica (bajo, medio alto).
BTSX16	5 min.	Sin datos.	Policotómica (x4).

La ventaja más importante de este tipo de evaluaciones es que la gran mayoría no requiere de herramientas o equipo tecnológico especializado, y se pueden realizar en cualquier lugar donde se cuente con espacio suficiente.

Sin embargo, su principal desventaja es la subjetividad, ya que la evaluación y el puntaje obtenido depende en gran medida de la capacidad de observación, experiencia y estado de ánimo del observador [7], prevaleciendo entre estas el efecto de redondeo.

1.6 Tecnologías de evaluación del equilibrio

Se puede inferir a partir de la información presentada en el apartado 1.5, que existe una cantidad considerable de pruebas para evaluar el equilibrio y con ello, determinar el riesgo de caída, sin embargo, la subjetividad seguirá representado una limitante en estas. Buscando reducir este efecto, suelen emplearse recursos tecnológicos capaces de medir algunos de los parámetros evaluados en las pruebas, por ejemplo, el uso de sistemas para caracterizar el movimiento basados en cámaras, acelerómetros u otro tipo de sensores. En el caso específico de la

evaluación de equilibrio y riesgo de caída, uno de los parámetros medibles más útiles es el CoP. Para adquirirlo se han propuesto sistemas basados principalmente en la medición de la fuerza de reacción colocados en plantillas, zapatos, tapetes, etc., pero sin duda los equipos más comunes y que son considerados el *gold standard*, son las plataformas de fuerza y estabilómetros [170].

1.6.1 Plataformas de fuerza y estabilómetros

Las plataformas de fuerza son dispositivos semejantes a un báscula de baño, que permiten medir las fuerzas y momentos aplicados sobre su superficie de contacto [55], basadas en diversos tipos de sensores, por ejemplo, capacitivos, de efecto Hall, piezoeléctricos y los más comunes, celdas de carga. Mediante una colocación estratégica de estos sensores, generalmente en las esquinas de la plataforma, es posible calcular la velocidad de trayectoria del centro de presión, las fuerzas de reacción del suelo, los torques friccionales, las fuerza ejercida por un salto, el gradiente de fuerza, los coeficientes de fricción, el tiempo de suspensión durante un salto, etc. [171], de allí su gran utilidad en estudios biomecánicos. Las plataformas de fuerza que comúnmente son empleadas en investigaciones reportadas en el estado del arte son fabricadas por AMTI®, Kistler®, Bertec® y PASCO scientific®. Sin embargo, a pesar de que son sistemas ampliamente utilizados, debido a los requerimientos para funcionar y costos, están restringidos al uso en laboratorios bien equipados y clínicas especializadas, reduciendo así su posible aplicación en ambientes no controlados. Las limitantes más importantes de estos sistemas son:

- **Costo:** Un sistema de gama media, por ejemplo, una plataforma del fabricante Kistler® cuesta aproximadamente \$120,000.00 MXN. La plataforma por sí sola no es útil ya que requiere además de módulos amplificadores y acondicionadores de señal, una computadora con software especial para adquirir y procesar las señales, un monitor para su despliegue y una impresora para entregar los resultados. Además, todos estos periféricos requieren de locaciones especiales. Considerando lo anterior, un sistema mínimo de plataforma de fuerza suele superar los \$300,000.00 MNX.

- **Portabilidad:** En general, el peso de las plataformas ronda los 8 kg (sin incluir los periféricos extras). El peso total del sistema dependerá del tipo de computadora, del acondicionador de señal, impresora etc. En general se estima que el sistema completo requiere de un área de al menos 2 m² para poder realizar una medición de manera adecuada.
- **Limitación en acceso a datos:** En general todas las plataformas trabajan bajo el control de *software* propio para la adquisición y análisis de señales. Esto obliga a los investigadores a depender del fabricante para realizar el procesamiento y tratamiento de datos de manera externa y algunas veces, sin la posibilidad de poder exportar información para estudios posteriores.

Por otra parte, los estabilómetros son dispositivos de una sola pieza, integrados por una superficie circular giratoria dividida por ángulos y un panel gráfico al nivel de la vista del usuario, los cuales proporcionan retroalimentación sobre la capacidad del equilibrio estático. El fabricado por Biodex[®] (*Balance SystemTM*) [172] es uno de los más comunes y empleados en investigaciones científicas, el cual posee entre sus funciones, una aplicación para evaluar riesgo de caídas. El problema con estos sistemas también es la portabilidad, costo y complejidad, ya que pesa 89 kg (76 x 112 x 20 cm), con un costo superior a \$400,000.00 MXN y requiere de capacitación especializada para utilizarse. En la mayoría de los casos, los profesionales optarían por aplicar una herramienta clínica en lugar de utilizar un estabilómetro o plataforma de fuerza para diagnosticar el riesgo de caídas, pues dadas las limitantes antes mencionadas y la arquitectura de los sistemas, la posibilidad de que los adquieran, manejen y transporten de un lado a otro es prácticamente nula, sobre todo porque la atención a domicilio es una actividad común en la práctica geriátrica.

Como un esfuerzo por reducir las limitaciones de las plataformas de fuerza y estabilómetros, se han propuesto alternativas para mejorar la portabilidad, reducir el costo y aumentar la disponibilidad de datos. Una de las propuestas más interesantes ha sido el uso de la la plataforma fuerza *Wii Balance Board* (WBB, Nintendo[®] Kioto Japón) [173]. Este sistema está diseñando y es comercializado solamente para aplicaciones de entretenimiento (videojuegos), pero diversos

estudios han reportado su validez y fiabilidad para aplicaciones en análisis de equilibrio y rehabilitación, por ejemplo:

En 2010, Clark *Et. Al.* [174] realizó un estudio de validación y confiabilidad de la WBB para evaluar el equilibrio estático, comparando sus resultados con una plataforma de grado de laboratorio. Concluyó que la WBB es una herramienta válida para evaluar el equilibrio, además, con la ventaja de que es un sistema portable y representa solamente el 5% del costo de una plataforma de fuerza de laboratorio.

En 2013, Huurnink *Et. Al.* [175] reportó un estudio comparativo entre una plataforma de fuerza de grado de laboratorio con una WBB en la medición de control postural basado en el equilibrio, en posición estática y en una sola pierna. Realizó 420 pruebas simultaneas entre los sistemas y reportó una alta correlación (coeficiente de Pearson) en las mediciones del CoP (ML: 0.999 ± 0.002 ; AP: 0.998 ± 0.003). Concluyó que la WBB es lo suficientemente exacta y precisa en la cuantificación de la trayectoria del CoP, inclusive en pruebas realizadas para una sola pierna.

En cuanto a su uso con adultos mayores, también se ha desarrollado algunos trabajos, e inclusive en personas con enfermedad de Parkinson:

Young *Et. Al.* [176] en 2011, desarrolló una interfaz con la WBB para evaluar y entrenar el equilibrio en adultos mayores basado en la medición del CoP. Concluyó que este dispositivo es un sistema seguro, adaptable y de bajo costo para la evaluación y puesta en marcha en programas de mejora del equilibrio en adultos mayores. Holmes *Et. Al.* [177] en 2013, realizó un estudio de la validez del WBB en la evaluación del equilibrio estático en personas con enfermedad de Parkinson, basado en la trayectoria del CoP, y comparando estas mediciones con las obtenidas con una plataforma de fuerza. La validez concurrente fue excelente en todas las pruebas que realizó (ICC=0.92-0.98), concluyendo que el sistema es válido para caracterizar el equilibrio en personas con dicha enfermedad. Jorgensen *Et. Al.* [178] en 2014, presentó un estudio enfocado en el análisis de la reproducibilidad intra-evaluador e intra-sesión de la WBB en la medición del equilibrio estático basado en el CoP y comparado con las mediciones de una plataforma de fuerza de grado de laboratorio. Para desarrollar dicho estudio se evaluaron 30 adultos mayores (71.8 ± 5.1 años), encontrando una confiabilidad *test-retest* buena (ICC=0.86), además de

una correlación moderada-excelente en las mediciones de la plataforma de fuerza (coeficiente de Pearson $r = 0.65 - 0.82$, $p < 0.01$). Los autores concluyen que la WBB es una excelente alternativa a los dispositivos de laboratorio; de bajo costo, objetiva, reproducible y válida para las mediciones del equilibrio en adultos mayores.

Tomando en cuenta los estudios anteriores, es posible inferir que la WBB representa una alternativa viable y económica para sustituir a las plataformas de fuerza. Sin embargo, las WBB's no son perfectas, ya que al estar diseñadas para usarse en entretenimiento, su calidad de la señal suele ser deficiente, comparada con la de plataformas de fuerza de laboratorio. En las investigaciones revisadas, la información que trasmite la interfaz Bluetooth de la WBB a la consola principal Wii es captada y decodificada para obtener las señales de las celdas de carga, sin embargo, se ha documentado que en esta metodología existen pérdidas de datos y la frecuencia de muestreo es inestable e inconsistente [179], [180]. Esta inestabilidad usualmente ocasiona problemas para el procesamiento y análisis de las señales. Además, en esta práctica de adquisición y tratamiento de señal, sigue siendo necesaria una computadora y software especializado, por lo que la portabilidad y usabilidad permanecen limitadas. Entonces, para poder hacer uso de la WBB de manera confiable y correcta, es necesario eliminar esa variación en la adquisición de datos y de ser posible, también la necesidad del uso de elementos periféricos.

Con la información descrita en esta sección se integró un documento de revisión sistemática de la literatura, y en el capítulo de resultados se presenta su resumen y estado actual.

CAPÍTULO 2: Metodología

Descripción Metodología

Para alcanzar los objetivos trazados y poder verificar la hipótesis planteada, se planteó una metodología que se puede dividir en tres etapas fundamentales:

1. El diseño y construcción del sistema para obtención del CoP, así como la caracterización del sistema.
2. El protocolo de pruebas para recabar los datos y las señales del CoP.
3. El procesamiento de la señal y los procedimientos estadísticos para la formulación de modelos de cálculo para estimar el riesgo de caídas.

A continuación se presenta de manera breve cada una de estas etapas, describiendo la información relevante que se puede encontrar en los artículos científicos derivados de este trabajo ([181] y el 2 del siguiente capítulo).

2.1 Diseño y construcción del dispositivo para evaluar el equilibrio

Para lograr la evaluación del riesgo de caída mediante la medición del desplazamiento del CoP, el primer paso consistió en determinar la mejor manera de obtener dichas señales.

Los criterios de diseño planteados al inicio de este proyecto son los siguientes:

Criterios para la adquisición de la señal de la trayectoria del CoP:

- Frecuencia de muestreo del al menos 50 Hz, considerando que el componente frecuencial máximo de la señal es de 5 Hz. [60], [61], [182].
- Rango de medición de desplazamiento del CoP de ± 5 cm en ambas direcciones (AP y ML) como mínimo [62].

- Periodos de medición de al menos 33 s [183], [184]. Este valor se determinó considerando el componente frecuencial más bajo de la señal en estudio. Como regla general, se debe asegurar que la duración del registro de una señal sea suficiente para capturar diez o más ciclos de la frecuencia de interés más baja [185]. En el caso de la señal del CoP, ese valor frecuencial es de 0.3 Hz, por lo que la duración de la prueba debería ser de aproximadamente 33 s como mínimo.

Criterios de funcionalidad:

- Que el dispositivo sea lo suficientemente pequeño y liviano como para poder ser transportado con facilidad por una sola persona.
- Que el dispositivo pueda funcionar durante varias horas sin necesidad de conectarse a una fuente de energía externa, con el fin de aumentar su portabilidad y permitir su uso incluso en lugares remotos.
- Deseable que cuente con una interfaz simple, que guíe al usuario durante la evaluación de manera intuitiva, efectiva, eficiente, segura, y que además, sea fácil de aprender y de recordar cómo se usa [186].
- Que cuente con capacidad de almacenamiento suficiente, como para registrar mediciones durante al menos un día o jornada de trabajo sin tener que extraer la información de la memoria.
- Después de validarse como dispositivo para evaluar el equilibrio, deberá integrarse un modelo de cálculo para el riesgo de caídas, el cual debe presentar al usuario los resultados de la medición de manera simple, indicando el diagnóstico en una escala discreta u ordinal.

Como se describió en el apartado 1.6, existen diversas tecnologías que se han planteado para la medición del CoP. Sin embargo, para este proyecto se eligió el uso de una plataforma WBB principalmente por las siguientes cuatro ventajas: bajo costo, portabilidad, amplia disponibilidad y validada como instrumento para medir el CoP. Sin embargo, también presenta algunas desventajas como son: frecuencia de muestreo inestable, pérdida de datos, necesidad de equipo de cómputo externo para adquirir y procesar las señales.

Con el fin de aprovechar sus ventajas y eliminar sus desventajas, se decidió modificar electrónicamente una plataforma WBB. Dicha intervención consistió a grandes rasgos en la integración interna de un Controlador Digital de Señal (dsPIC30F6014A), para adquirir directamente las señales en la plataforma, acondicionarlas y procesarlas para mostrar los resultados de la evaluación sin requerir elementos externos. En el artículo [181], ya publicado por el autor de esta tesis, se describen los detalles del diseño, construcción y validación del dispositivo. Una WBB registra la fuerza ejercida sobre su superficie mediante cuatro celdas de carga distribuidas, una en cada esquina. Se asignó a la fuerza detectada por cada celda de carga la notación utilizada en [173]: F_{BL} , F_{BR} , F_{TL} y F_{TR} , (*bottom left, bottom right, top left y top right*, respectivamente). La dimensión entre celdas en el eje “X” es de 433 mm y en el eje “Y” es de 238 mm (ver Figura 15).

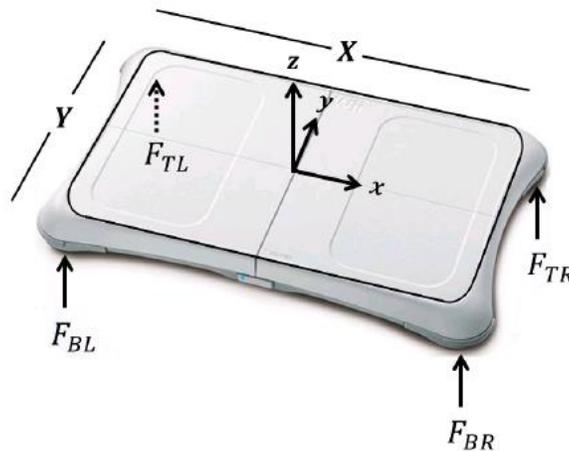


Figura 15. Celdas de carga de la WBB.

Mediante las ecuaciones 1 y 2 reportadas en [173], se calcula la trayectoria del CoP para cada dirección (ML y AP).

$$COP_{ML} = \frac{X}{2} \left(\frac{(F_{TR} + F_{BR}) - (F_{TL} + F_{BL})}{F_{TR} + F_{BR} + F_{TL} + F_{BL}} \right) \quad (1)$$

$$COP_{AP} = \frac{Y}{2} \left(\frac{(F_{TR} + F_{TL}) - (F_{BR} + F_{BL})}{F_{TR} + F_{BR} + F_{TL} + F_{BL}} \right) \quad (2)$$

Donde:

COP_{ML} es el desplazamiento del CoP en el plano frontal o mediolateral.

COP_{AP} es el desplazamiento del CoP en el plano sagital o anteroposterior.

X y Y son las dimensiones de la WBB (433 mm & 238 mm respectivamente).

Es importante mencionar que el dispositivo cumplió con los requerimientos planteados y además, los resultados reportados en la publicación mostraron significancia estadística para validarlo como un alternativa confiable a las plataformas de fuerza en la medición y evaluación del equilibrio (mediante el CoP). La información técnica completa del dispositivo se presenta en la Tabla 2.

Tabla 2. Características técnicas del dispositivo para medir el CoP.

Peso del sistema.	3.5 kg.
Tamaño.	30 cm x 48 cm x 7.9 cm.
Rango de medición de desplazamientos.	± 5 cm en direcciones A/P Y M/L.
Interfaz de control.	3 botones y pantalla LCD.
Método de almacenamiento de datos	Tarjetas microSD de 4GB hasta 64GB. *Se recomienda utilizar microSD clase 10.
Tiempo de evaluación.	<ul style="list-style-type: none">• 1 min para evaluar tiempos de reacción.• 2 min para evaluar equilibrio con pies juntos y en posición semi tándem.
Número de índices calculados	117 (ver Apéndice A).
Peso máximo de usuario.	150 kg.
Frecuencia de muestreo.	50 Hz.
Potencia.	Rango de voltaje operación: 5V a 6.5V. Sistema en uso ~2W (5.4 Vcc, <350mA). Sistema en <i>Standby</i> (250mA).
Autonomía	Horas en <i>Standby</i> : 12 hrs. Horas en uso: 8 hrs. (Usando 4 baterías tipo AA con tecnología NiMH).

2.2 Protocolo de pruebas y recolección de datos

Para integrar el modelo o modelos de cálculo de riesgo de caída, fue necesario obtener datos del CoP de una muestra de adultos mayores y evaluar su riesgo de caída usando alguna herramienta clínica como las descritas en la sección 1.5. De esta manera se podría conocer el riesgo de caída para cada persona y caracterizar o correlacionar esos resultados con los valores de índices derivados del CoP.

Para realizar estas mediciones se buscó la colaboración con la Dra. Lorena Parra Rodríguez, adscrita al Instituto Nacional de Geriátría (INGER), quien precisamente trabajaba en un proyecto (registro DI_PI-008/2018) para evaluar riesgo de caída en adultos mayores mediante herramientas clínicas y un sistema tecnológico basado en sensores inerciales [187]. Dicho proyecto contó con el financiamiento de la red colaborativa de investigación traslacional para el envejecimiento saludable de la Ciudad de México (RECITES), en el periodo de noviembre de 2018 a octubre de 2019.

Gracias a esta colaboración, todas las pruebas y adquisición de datos se realizaron en las instalaciones del Laboratorio de Investigación y Evaluación Funcional del Adulto Mayor (LIEFAM) de esa dependencia. Se reclutaron por invitación (muestra a conveniencia) 467 personas adultas mayores funcionales, quienes llegaron por sus propios medios a las instalaciones del INGER. De manera general, los criterios de inclusión, exclusión y eliminación del proyecto DI_PI-008/2018 fueron los siguientes:

❖ De inclusión:

- Mujeres y hombres a partir de 60 años.
- Con independencia total o dependencia leve, con una puntuación mayor o igual a 60 puntos en el índice de Barthel [188].
- Sin deterioro cognoscitivo o deterioro leve, con puntuación de 24 o más en el mini examen de estado mental (MMSE) [189].

❖ De exclusión:

- Contraindicaciones para realizar actividad física aeróbicas o de resistencia de intensidad moderada o intensa.
- Enfermedades musculoesqueléticas (distrofia muscular, *miastenia gravis*, desgarres musculares o lesiones dentro de los 6 meses precedentes).
- Diagnóstico de alteración vestibular.
- Deterioro cognitivo severo o diagnóstico de demencias.
- Con antecedentes de infarto agudo al miocardio, angina inestable, falla cardiaca congestiva de estados III o IV.
- Con enfermedad terminal.

- Quienes no otorguen autorización (ver carta de consentimiento informado en el Apéndice B).

❖ De eliminación:

- Participantes que por cualquier razón no puedan concluir con todas las etapas del estudio.

Dichos criterios concuerdan perfectamente con los objetivos del proyecto presentado en esta tesis, ya que también se trata de evaluar riesgo de caída. Además de los anteriores, se añadieron dos criterios de exclusión o eliminación específicos para el uso del dispositivo electrónico WBB.

- Participantes que perdieron el equilibrio en alguna de las pruebas sobre la WBB (descritas más adelante), es decir, que se hayan tomado del barandal de apoyo, se hayan apoyado del personal para no desestabilizarse/caerse o bien se hayan bajado de la plataforma antes de completar el tiempo de evaluación de cada prueba.
- Aquellos participantes que por recomendación y valoración del personal fueron señalados con riesgo potencial de caer si realizaban las mediciones del CoP sobre el dispositivo.

Los participantes en el estudio que cumplieron satisfactoriamente con los criterios establecidos fueron sometidos al protocolo de pruebas. Es importante destacar que todas las mediciones usando el equipo WBB fueron aplicadas y registradas por el autor de esta tesis en colaboración con dos especialistas en terapia física con experiencia en cuidados y manejos geriátricos.

El protocolo de pruebas consistió en cuatro fases (tres evaluaciones de estabilidad y una de tiempos de reacción). Las dos primeras evaluaciones se basan en la prueba de Romberg [190], en la que deben adoptar y mantener una misma postura durante un tiempo establecido con ojos abiertos y un lapso igual con ojos cerrados. Estas pruebas han sido ampliamente utilizadas en evaluaciones de equilibrio en todo tipo de sujetos, incluyendo personas de la tercera edad [191], [192]. La Figura 16 muestra las diferentes posiciones adoptadas para cada prueba.

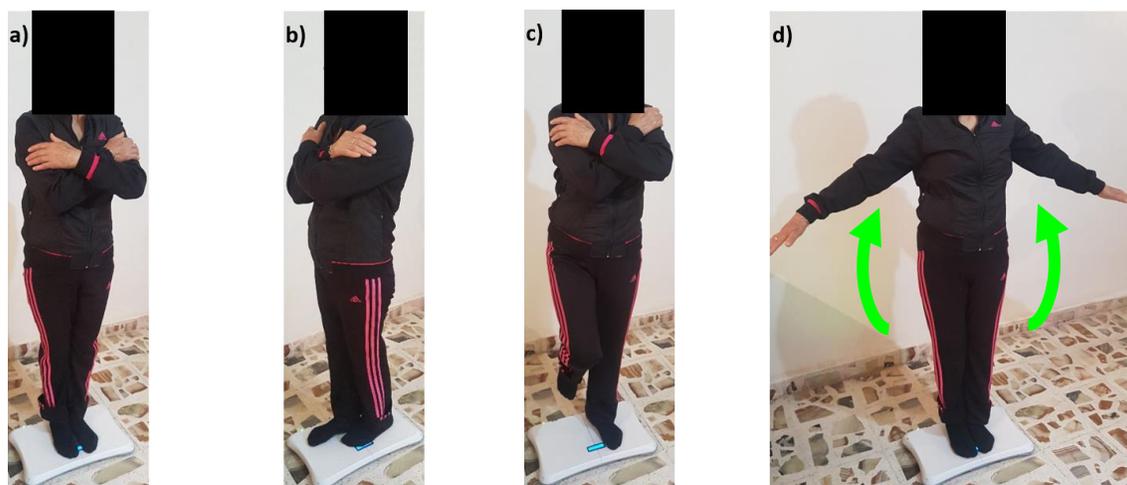


Figura 16. a) Posición pies juntos, b) posición semi tándem c) posición en una sola pierna & d) reacción a estímulo auditivo.

Prueba 1: Prueba de Romberg con pies juntos (2 minutos).

- a) Se le indica al participante colocarse sobre la WBB, con los pies juntos.
- b) El sujeto debe asumir una postura lo más erguida posible, descalzo y colocando sus brazos cruzados con las palmas de sus manos sobre los hombros [193].
- c) El participante debe observar fijamente a un punto frente a él, justo a la altura de sus ojos y a una distancia de un metro. Una vez que el usuario adopta la posición requerida (ver Figura 16 a)), el dispositivo comienza a registrar la medición del CoP durante un minuto.
- d) Durante ese tiempo, el sujeto debe mantener los ojos abiertos y su atención en el punto hasta que, por estímulos auditivos, se le indica cerrarlos. De esta manera se garantiza que el sujeto mantiene sus pies colocados en la misma posición para la segunda fase de esta prueba, la cual también tiene una duración de un minuto.
- e) Completados los dos minutos de registro de datos, se le pregunta al participante si se encuentra fatigado. En caso afirmativo, entonces se debe esperar para realizar la siguiente evaluación hasta que la persona indique que esta lista para continuar, o bien en caso de estar dispuesta, se procede con la siguiente prueba.

Prueba 2: Prueba de Romberg con pies en semi tándem [194] (2 minutos).

- a) Se le solicita al participante colocarse en posición semi tándem sobre la WBB, cambiando la orientación de la misma para que quepan sus pies (ver Figura 16 b)), como lo sugiere [194] en una prueba de este tipo.
- b) Se repiten las fases b), c), d) y e) que se explicaron en la prueba 1.

Prueba 3: Prueba de balanceo postural sobre una sola pierna [195] (1 minuto).

- a) Los participantes deben mantener el equilibrio unipodal sobre su pie dominante mientras elevan el otro (ver Figura 16 c)), con los ojos abiertos. En el instante en que el sujeto pierda el equilibrio o baje el pie levantado para apoyarse, la prueba se suspende.
- b) Dada la complejidad de esta prueba, la duración es de un minuto, por lo que es necesario que el aplicador considere y avale previamente si el participante puede o no llevarla a cabo.

Prueba 4: Prueba de reacción (1 minuto).

- a. Se le solicita al sujeto colocarse en una posición erguida pero relajada sobre la plataforma, con los brazos suspendidos libremente a los costados.
- b. Se le indica al participante que, cuando se presenten los estímulos auditivos (emitidos por un *buzzer*), levante sus brazos hacia arriba, por los costados tan rápido como le sea posible y después que los baje de manera natural (ver Figura 16 d), flechas verdes indican la dirección del movimiento). No se le informa sobre el número de veces que los levantará, por lo que el sujeto debe estar atento y reaccionar a estos estímulos.

Es importante mencionar que, de las cuatro pruebas desarrolladas, la primera fue en la que el mayor número de participantes no tuvieron problemas para concluirla exitosamente, pues de los 467 evaluados, 414 pudieron completarla. Para las pruebas dos y cuatro, 382 y 397 participantes lograron ejecutarlas respectivamente, pero en la tercera, dada la complejidad de ejecución, solo 12 consiguieron terminarla. La mayor cantidad de problemas que impidieron una correcta ejecución de las tareas fue debida a las siguientes causas:

- Pérdida de equilibrio en la posición solicitada.
- Dificultad para entender las instrucciones
- Dificultad en seguir las instrucciones.

Debido a lo anterior, para esta tesis, se presentan los resultados obtenidos solamente de la prueba 1. Los datos de las pruebas 2 a 4 aún están siendo analizados y serán presentados en trabajos futuros.

En la Tabla 3 se muestran las características sociodemográficas de estas 414 personas con datos válidos, además de algunas de sus variables de respuesta registradas en el proyecto desarrollado por el INGER, presentando los datos según sea el caso, como: media \pm desviación estándar y número de personas con la característica (respectivo porcentaje).

Tabla 3. Descriptivo de los 414 participantes evaluados exitosamente. En gris las variables elegidas para comparar y validar el modelo propuesto.

Edad en años.	70.23 \pm 6.68	Velocidad de la marcha [cm/s].	103.98 \pm 25.00
Sexo, mujeres.	299 (72.2)	Fuerza de prensión [kg].	21.08 \pm 7.73
Educación:		Personas que cayeron en el último año.	163 (39.4)
• Sin educación.	9 (2.2)	¿Número de caídas en el último año? • No cayó (dicotómica). • 1 vez. • 2 o más veces.	251 (60.6) 105 (25.4) 58 (14.0)
• Básica.	78 (18.9)		
• Medio superior.	93 (22.5)		
• Superior.	170 (41.1)		
• Posgrado.	64 (15.5)		
Índice de comorbilidad de Charlson.	1.92 \pm 1.83	Tiempo de equilibrio en una pierna [s].	25.49 \pm 18.92
Índice de comorbilidad de Charlson >3.	119 (28.7)	Total de sentadillas realizadas.	9.91 \pm 2.83
Puntaje MMSE.	26.21 \pm 2.68	Personas con lesión debido a la caída.	104 (25.1)
Personas con depresión (CES D-7).	109 (26.3)	Personas que sienten inestabilidad al estar de pie o caminar.	119 (28.7)
Personas con dependencia (ADL).	44 (10.6)	Personas con miedo a caer.	182 (44.0)
Personas con dependencia (IADL)	50 (12.1)	Alteración de la marcha.	98 (23.7)
Índice de masa corporal [kg/m ²].	27.56 \pm 4.31	Alteración en fuerza	159 (38.4)
Porcentaje de grasa corporal.	39.68 \pm 6.91	Alteración del equilibrio/balance	115 (27.77)
Porcentaje de masa magra apendicular.	22.98 \pm 3.39	Riesgo de caída (STEADI):	
		• Bajo.	52 (12.56)
		• Medio.	239 (57.72)
		• Alto.	123 (29.72)

Para comparar y evaluar del desempeño del modelo (o modelos) estimado(s) de riesgo de caída a partir de las señales del CoP, se eligieron tres variables de la Tabla 3 como referencia (sombreadas): **auto reporte de caídas en el año previo**, **riesgo de caídas STEADI** que provee la CDC, basada en un cuestionario de caídas y pruebas de marcha, fuerza y balance [22] y **alteración de balance**, específicamente la capacidad de mantener el equilibrio unipodal por al menos 5

segundos. Estas fueron seleccionadas debido a que de alguna manera pueden explicar o asociarse con la variable de interés, por ejemplo, el auto reporte de caídas (de seis meses) y con seguimientos trimestrales mostraron tener un AUC=0.74, 70% y 72% de sensibilidad y especificidad respectivamente en la predicción de caídas repetidas en el año siguiente [196]; para riesgo de caídas STEADI la relación es directa con la variable de investigación; y para alteración de balance, la incapacidad de mantener el equilibrio estático de forma unipodal está directamente asociada con la presencia de riesgo de caídas [197].

2.3 Procesamiento de señal y metodología estadística

El acondicionamiento y procesamiento de señales se realizó mediante el *software* Matlab R2018A (MathWorks™, USA). Primero, se graficaron los datos crudos de la trayectoria del CoP de ambas direcciones (AP y ML) y condiciones (ojos abiertos y cerrados) de los sujetos evaluados con respecto al tiempo. Se observaron transitorios significativos de señal de aproximadamente 12 segundos al inicio de cada condición (secciones encerradas con rectángulo punteado en la Figura 17), los cuales son originados principalmente por la adaptación del participante para mantener el equilibrio sobre la superficie de la WBB.

En esa Figura se puede observar que las señales presentan estabilidad después de 600 muestras al inicio de cada condición (12 segundos), por lo que estas secciones fueron eliminadas. Con esto se tienen 48 segundos de información efectiva de cada condición cumpliendo con lo establecido en los criterios de diseño referente al periodo mínimo de medición de la señal.

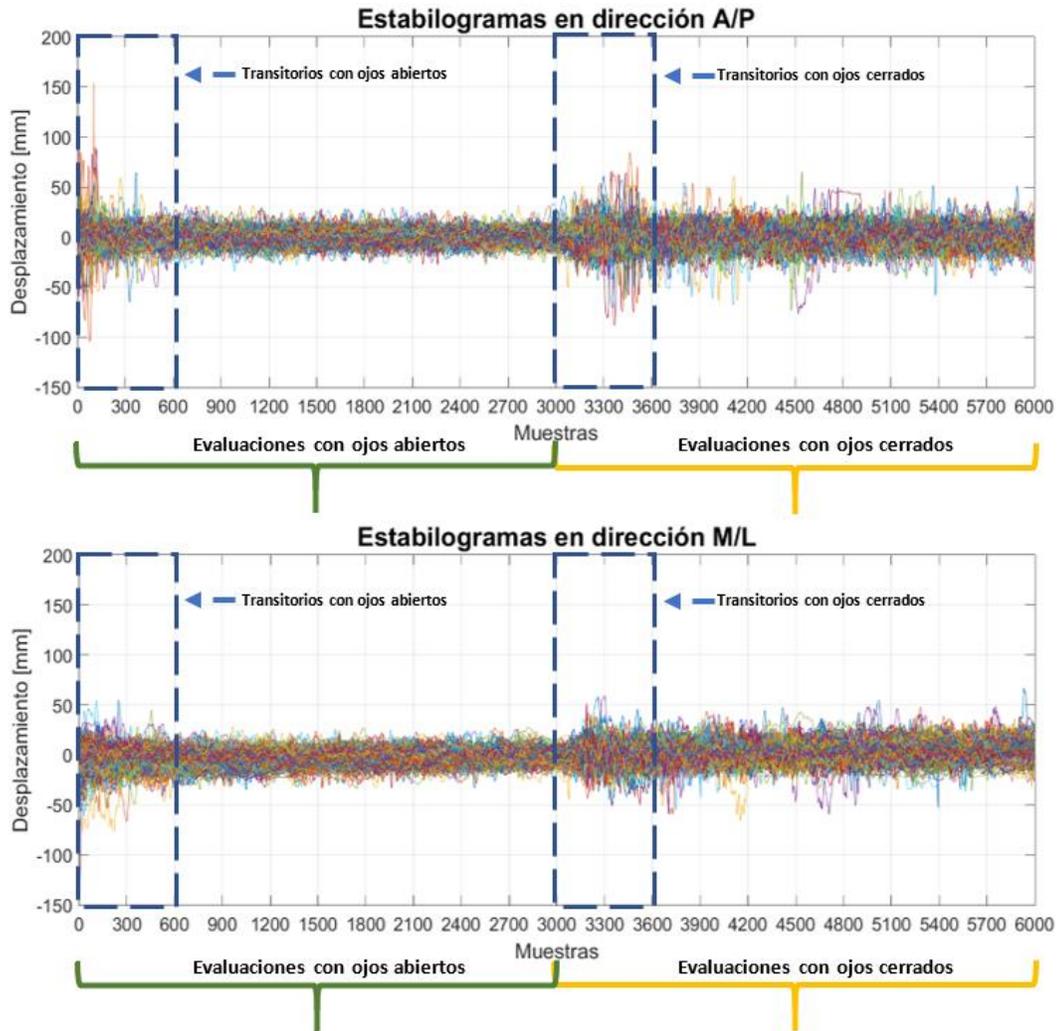


Figura 17. Estabilogramas crudos en AP y ML y sus etapas transitorias y estables.

Después se separaron las señales de ojos abiertos (AP y ML) y cerrados (AP y ML) y se les eliminó el *offset* (componente estático de la señal) por medio de la resta del promedio de los datos adquiridos. Lo anterior se realiza mediante la aplicación de las ecuaciones 3 y 4. Con ello, se asegura que la trayectoria del CoP se encuentre siempre centrada sobre el origen en un plano coordenado [198].

$$CoP_{-offsetML} [i] = \overline{COP_{ML}} - COP_{ML} [i] \quad (3)$$

$$CoP_{-offsetAP} [i] = \overline{COP_{AP}} - COP_{AP} [i] \quad (4)$$

Donde:

i es el índice de la muestra, que va desde 1 hasta el total de muestras (2400).

$COP_{offsetML}$ representa al CoP en plano frontal o mediolateral sin offset.

$COP_{offsetAP}$ representa al CoP en plano sagital anteroposterior sin offset.

$\overline{COP_{ML}}$ y $\overline{COP_{AP}}$ es el promedio del CoP plano frontal y sagital del sensado directo respectivamente.

$COP_{ML}[i]$ es la muestra cruda actual del COP_{ML} .

$COP_{AP}[i]$ es la muestra cruda actual del COP_{AP} .

A los datos sin *offset*, se les aplicó un filtro digital tipo IIR (*Infinite Impulse Response*) de topología Butterworth pasa bajas de orden 7, con frecuencia de corte de 7 Hz [199]. Otros estudios [200]–[203] han filtrado a diferentes frecuencias (desde 5 Hz hasta 12 Hz), sin embargo ese valor de frecuencia de corte es comúnmente reportado para esta aplicación.

Una vez filtradas las señales se calcularon los índices relacionados con el CoP [64] (ver Tabla 4) basados en medidas de distancia (14), área (4) e híbridas en el dominio del tiempo (6), así como también métricas en el dominio de la frecuencia (15). Se calcularon todas las métricas para cada condición (39 con ojos abiertos y 39 con ojos cerrados), y adicionalmente, se obtuvo el valor del cociente de Romberg, el cual resulta de la división de cada métrica de ojos cerrados, entre cada métrica con ojos abiertos, por lo que se obtienen en total 117 índices relacionados con la trayectoria del CoP en este estudio. La descripción y fórmulas de cada métrica calculada puede consultarse en el Apéndice A.

Tabla 4. Métricas calculadas a partir de la señal de desplazamiento del CoP.

Índice principal	Índices derivados	Total	Índice principal	Índices derivados	Total
Distancia principal (MDIST)	<i>MDIST-AP</i> <i>MDIST-ML</i>	3	Área por unidad de tiempo (AREA-SW)		1
Distancia RMS (RDIST)	<i>RDIST-AP</i> <i>RDIST-ML</i>	3	Frecuencia rotacional del CoP (MFREQ)	<i>MFREQ-AP</i> <i>MFREQ-ML</i>	3
Total de excursiones (TOTEX)	<i>TOTEX-AP</i> <i>TOTEX-ML</i>	3	Dimensión fractal con aproximación a un círculo (FDCC)		1
Velocidad principal (MVELO)	<i>MVELO-AP</i> <i>MVELO-ML</i>	3	Dimensión fractal con aproximación a una elipse (FDCC)		1
Rango de la excursión del CoP	<i>RANGE-AP</i> <i>RANGE-ML</i>	2	Potencia total de la señal del CoP (POWER-RD)	<i>POWER-AP</i> <i>POWER-ML</i>	3
Desviación estándar de la distancia resultante (sRD)		1	Frecuencia que contiene el 50% de la potencia total del CoP (POWER50-RD)	<i>POWER50-AP</i> <i>POWER50-ML</i>	3
Covarianza de las trayectorias en A/P Y M/L (sAPML)		1	Frecuencia que contiene el 95% de la potencia total del CoP (POWER95-RD)	<i>POWER95-AP</i> <i>POWER95-ML</i>	3
Área del estatocinesiograma aproximada a un círculo con 95% de confianza (AREA-CC)		1	Frecuencia centroidal de la señal del CoP (CFREQ-RD)	<i>CFREQ-AP</i> <i>CFREQ-ML</i>	3
Área del estatocinesiograma aproximada a una elipse con 95% de confianza (AREA-CE)		1	Dispersión de la frecuencia de la señal del CoP (FREQD-RD)	<i>FREQD-AP</i> <i>FREQD-ML</i>	3
				TOTAL	39

Cuadrante superior izquierdo: medidas de distancia; cuadrante inferior izquierdo: medidas de área; cuadrante superior derecho: medidas híbridas y cuadrante inferior derecho; medidas frecuenciales.

Una vez integrada la base de datos de los 414 participantes, cada uno con registro de 117 índices, se realizó un análisis estadístico mediante el *software* SPSS, (IBM COMPANY®, EUA). El objetivo del análisis fue identificar cual o cuales de las métricas obtenidas están asociadas con el riesgo de caídas o de alguna manera con el problema de caídas, y a partir de estas, formular un modelo de cálculo. En el estado del arte se ha reportado la relación de algunas métricas, las cuales se consideraron para dicha estimación. Éstas son:

- El balanceo postural en ML, asociado a caídas recurrentes [204].
- Valor RMS y rango del CoP en AP; velocidad, balanceo y valor RMS del CoP en ML; y velocidad principal, como predictores de caídas o caídas en el futuro [9], [205], [206].
- Área de la elipse (95% de confianza) y frecuencia principal del CoP, relacionados a caídas [10].

- La velocidad en AP y el área por unidad de tiempo del CoP son predictores de caídas dentro y fuera de casa [207].
- Velocidad en AP & ML y amplitud de balanceo (Valor RMS del CoP/longitud de la base de soporte) en AP, presentaron correlación moderada con la escala clínica de Berg (BBS) [11].

El procedimiento del análisis estadístico de las métricas para la formulación del modelo de cálculo consistió en los siguientes pasos.

1. Desarrollo de estadística descriptiva.
2. Aplicación de pruebas de normalidad y simetría a las diferencias de medias entre los valores de los índices con ojos abiertos y cerrados, para analizar la similitud entre las métricas de cada condición. Una prueba de hipótesis de diferencia de medias confirmó la hipótesis alternativa de que los índices con ojos abiertos son estadísticamente diferentes a los de ojos cerrados, por lo que en este punto del análisis, las métricas en estudio no presentaban redundancia, y se confirmó el dispositivo propuesto es capaz de identificar entre la condición visual en la que se evalúa al participante.
3. Conociendo *a priori* que hay índices relacionados al problema de caídas y que pudiese haber algunos otros que aportan, describen o explican el fenómeno de estudio, se obtuvo una matriz de correlación de los 117 índices y partir de esta información, se eliminaron aquellas redundantes y dependientes (evaluación por pares, excluyendo aquellos con valor de coeficiente de correlación de Pearson menor a 0.3 y mayores a 0.9, según [208]), además de las métricas de Romberg, ya que estas pueden ser generadas a partir de índices base. Se identificaron entonces siete métricas independientes: MDISTOA, MDISTOC, MVELOAPOA, MVELOAPOC, AREASWOA, RANGEYOA y RANGEYOC.
4. Se desarrolló un análisis factorial en el que se utilizaron componentes principales (PCA) como método de extracción de factores, con el objetivo de representar el conjunto de variables previas en términos de un número menor de variables hipotéticas (reducción de dimensiones) [209]. Uno de los

hallazgos más relevantes de este procedimiento fue que para esas 7 métricas, se identificaron solo dos componentes principales, con los que se puede representar el 85.4% de la varianza total de los datos originales.

Esto confirma que la selección de variables del paso anterior fue adecuada, pues las 2 nuevas métricas (componentes) conformadas a partir de la combinación lineal de esos 7 índices del CoP (ver ecuaciones 5 y 6), pueden representar la información original de forma correcta y sin pérdidas considerables. Adicionalmente, la rotación ortogonal de componentes asoció y agrupó el primer componente principal (que concentra el 65.69% de la varianza total de los datos) a los índices con ojos abiertos, mientras que el segundo componente principal (que aporta el 19.85% de la varianza total de los datos) a los índices con ojos cerrados. Así pues, los dos componentes construidos (Factor 1 y 2) se agregan al conjunto de las 7 variables representativas obtenidas en el paso 3, para la estimación del modelo de cálculo del riesgo de caídas.

$$\begin{aligned}
 \text{Factor1} = & 0.346 * zMDISTOA + 0.193 * zMVELOAPOA + 0.307 & (5) \\
 & * zAREASWOA + 0.372 * zRANGEYOA - 0.085 \\
 & * zMDISTOC - 0.141 * zMVELOAPOC - 0.129 \\
 & * zRANGEYOC
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Factor2} = & -0.128 * zMDISTOA + 0.069 * zMVELOAPOA - 0.054 & (6) \\
 & * zAREASWOA - 0.166 * zRANGEYOA + 0.359 \\
 & * zMDISTOC + 0.403 * zMVELOAPOC + 0.401 \\
 & * zRANGEYOC
 \end{aligned}$$

Con:

$$zINDICE = \frac{x-\mu}{\sigma}$$

Donde:

$zINDICE$ es el valor normalizado de la métrica en cuestión.

x es el valor observado del índice procedente de la muestra.

μ es la media muestral.

σ es la desviación estándar muestral.

5. Se realizó un análisis exploratorio por medio de la curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) entre los 2 factores obtenidos y las 7 métricas representativas continuas con respecto a las 3 variables de respuesta seleccionadas (auto reporte de caídas, riesgo de caídas STEADI y alteración de balance) en su forma dicotómica. La metodología de análisis ROC es una técnica ampliamente utilizada en epidemiología clínica para cuantificar la precisión de las pruebas de diagnóstico médico que permiten discriminar entre personas enfermas y no enfermas [210]. El trazo de la curva ROC resulta al graficar los valores de sensibilidad vs 1-especificidad de una prueba. Respecto al área bajo la curva ROC (AUC), un valor 1 significa que la prueba diagnóstica discrimina perfectamente la presencia/ausencia de una enfermedad, 0.5 que la discrimina al azar (AUC mínimo considerado) y un valor 0 clasifica incorrectamente todos los resultados [92].
6. Las 9 variables en estudio (MDISTOA, MVELOAPOA, AREASWOA, RANGEYOA, MDISTOC MVELOAPOC, RANGEYOC, Factor1 y Factor2) fueron sometidas a pruebas de asociación χ^2 con respecto a las tres variables de respuesta. Para aquellas que resultaron estadísticamente significativas, se construyeron modelos de regresión logística simples y ajustados por edad, sexo e índice de masa corporal (IMC), bajo tres posibles construcciones o clasificaciones:
 - Variables continuas: Se utilizan las métricas sin procesar.
 - Quintiles en las métricas: Planteamiento heurístico basado en la división en quintiles de los valores obtenidos de los índices para establecer tres categorías de riesgo (bajo, medio y alto). La clasificación para las métricas se hizo de la siguiente manera: valores inferiores al percentil 20 corresponden a riesgo bajo, valores superiores el percentil 20 e inferiores al percentil 80 corresponden a

riesgo medio y valores superiores al percentil 80 corresponden a la clasificación de riesgo alto de caída.

- Dicotomizar por curva ROC: Para determinar el punto de corte de las métricas estadísticamente significativas, se les calculó el coeficiente de Youden. Este estadístico permite determinar el valor en el que la sensibilidad (probabilidad de obtener un resultado positivo de la prueba si se tiene la enfermedad) y especificidad (probabilidad de obtener un resultado negativo de la prueba si no se tiene la enfermedad) son óptimas [211]. Bajo estas condiciones el punto de corte buscado corresponde al valor máximo del índice de Youden, que es calculado a partir de la ecuación 7. Con ello una persona puede ser diagnosticada como positiva (enferma) si su prueba presenta un valor superior al umbral determinado por el punto de corte optimizado [212].

$$Youden = Especificidad + Sensibilidad - 1 \quad (7)$$

La variable de respuesta de riesgo de caídas STEADI presenta sus resultados en 3 categorías, y para que pudiera ser tomada como patrón de referencia en la metodología ROC, se propuso un ajuste en sus diagnósticos para convertirla a dicotómica, quedando de la siguiente manera: sin riesgo (riesgo bajo, STEADI) y con riesgo (riesgo medio y alto, STEADI). En las variables de respuesta de auto reporte de caídas y de alteración de balance no fue necesaria una reclasificación dado que sus resultados los presenta de forma dicotómica.

En el diagrama de flujo que se muestra en la Figura 18, se puede observar la secuencia y detalles de cada uno de los pasos realizados para formular el modelo de cálculo.

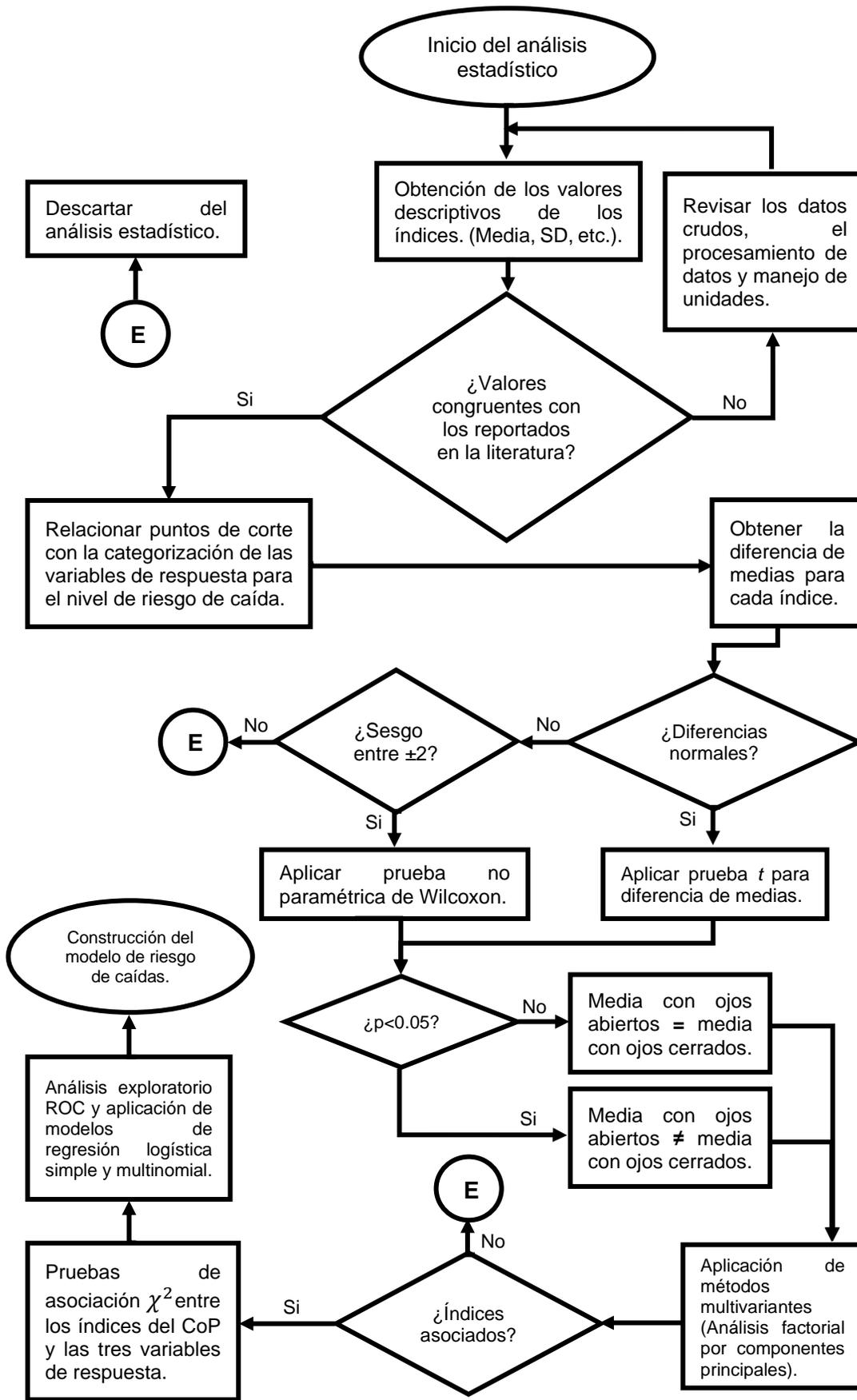


Figura 18. Diagrama de flujo del análisis estadístico.

Múltiples modelos fueron generados a partir de las tres construcciones/clasificaciones (continuas, quintiles y ROC) con referencia a las 3 variables de respuesta (auto reporte de caídas, STEADI y alteración de balance). De las 9 posibles combinaciones, 3 fueron las que dieron lugar a discusión (quintiles con referencia a STEADI, ROC con referencia a STEADI en forma dicotómica y ROC con referencia a alteración de balance) debido a sus rendimientos mostrados. Los dos primeros fueron descartados, pues a pesar de que algunas de las 9 variables representativas del CoP presentaron significancia estadística con respecto a la variable de riesgo de caída por STEADI, su poder de clasificación fue deficiente. En la propuesta de división en quintiles, 4 de 9 métricas (MVELOAPOA, RANGEYOC, Factor1 y Factor2) fueron estadísticamente significativas a la variable de referencia de riesgo de caídas STEADI de la CDC, sin embargo, para las cuatro variables la clasificación fue incorrecta. Por ejemplo, la variable en quintiles MVELOAPOA asignó con diagnóstico de riesgo medio de caída a los 414 participantes.

En el modelo basado en la curva ROC con regresión logística simple, 5 de 9 métricas (MVELOAPOA, RANGEYOC, MDISTOC, Factor1 y Factor2) fueron estadísticamente significativas a la variable de referencia de riesgo de caídas STEADI de la CDC en su forma dicotómica, sin embargo, para las cinco variables la clasificación también fue incorrecta. Es el caso de la variable MVELOAPOA que a pesar de alcanzar un área bajo la curva de 0.737 (discriminación aceptable), esta asignó con diagnóstico de riesgo de caída a los 414 participantes.

El tercer modelo se basa en la metodología anterior, pero se usó como variable de referencia a la alteración de balance, en la que 3 de 9 métricas a prueba (MVELOAPOA, RANGEYOC y Factor2) presentaron significancia estadística. A diferencia de las propuestas anteriores, este modelo de clasificación logra diagnosticar correctamente al 80.4% de los participantes evaluados, cuyo desempeño es considerado como aceptable a moderado y con poder de clasificación suficiente [213]. La información completa referente a este modelo de cálculo se reporta en el artículo 2.2.

CAPÍTULO 3: Resultados

De acuerdo con el Artículo 59 del Reglamento de Estudios Avanzados (REA) de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM), en la modalidad de tesis por artículo especializado, el capítulo de Resultados consta de los artículos derivados del presente trabajo, los cuales se presentan a continuación y se entregan por separado a los revisores del trabajo.

1. “*Portable device for the measurement and assessment of the human equilibrium.*”
 - a. Publicado el 2 de octubre de 2020, en la revista *Annals of Biomedical Engineering*, (JRC, FI:3.324, Q1), <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02630-w> (ver Figura 19).
 - b. Describe el diseño, construcción y pruebas de validación del dispositivo electrónico propuesto.

Abstract: This work presents the design and development of a new alternative tool to measure the Center of Pressure (CoP) displacements, intended to evaluate the human balance. The device is based on a modified commercial balance board used for video games, resulting in a low-cost, portable device capable of computing the CoP, providing 24 of the most used indexes to test the human balance. The proposed standalone device runs on rechargeable batteries, weighs only 3.5 kg, and has a data storage capacity for over 1000 tests. Visual and auditory instructions assist its user interface. Thus, contrary to the commercial systems designed for laboratory use, this device enables the measurement of quantitative balance parameters in non-laboratory places, allowing the study of the balance of vulnerable populations directly on their typical environments. To evaluate the device, 20 older adults (68.60 ± 1.23 years) were tested, and the resulting values were compared with a similar study using a force platform; 19 indexes showed a similarity with those reported using force platform and 12 of these were statistically equivalent. The proposed device represents an open-source alternative tool for researchers and healthcare personnel to acquire reliable data to evaluate human balance.



Original Article

Portable Device for the Measurement and Assessment of the Human Equilibrium

ÁNGEL GABRIEL ESTÉVEZ-PEDRAZA ¹, RIGOBERTO MARTÍNEZ-MÉNDEZ,¹
OTNIEL PORTILLO-RODRÍGUEZ,¹ and LORENA PARRA-RODRÍGUEZ²

¹Faculty of Engineering, Autonomous University of the State of Mexico, Cerro de Coatepec S/N, Toluca, Mexico; and
²Gerontotechnology Department, National Institute of Geriatrics, Anillo Periférico. 2767, San Jerónimo Lídice, La Magdalena Contreras, Mexico City, Mexico

(Received 13 June 2020; accepted 18 September 2020)

Associate Editor Thurmon E. Lockhart oversaw the review of this article.

Figura 19. Encabezado del trabajo publicado.

2. “Novel model to quantify the balance alteration in older people based on CoP measurements.”

- a. Primer envío realizado el 16 de diciembre de 2020 a la revista *Gait & Posture* (JCR, FI: 2.349, Q1). En la Figura 20 se muestra el correo de acuse de recibido.
- b. En este artículo se describen los procesos estadísticos para la formulación del modelo para estimar el riesgo de caídas y alteración de balance en personas de la tercera edad.

Abstract

Background: The timely detection of the fall risk or the balance impairment in older people is transcendental because, based on a reliable diagnosis, clinical actions can be taken that could prevent an accident. This study presents the development of a statistical model to identify the problem, estimated from the center of pressure (CoP) data.

Methods: CoP balance assessments were conducted on 414 older people (70.23 ± 6.68 years old, 299 females & 115 males), using a modified and previously validated Wii Balance Board (WBB) platform. From this information, 78 CoP indexes were calculated and analysed by pairs to eliminate redundancies. To compute the model, techniques such as the Receiver Operating Characteristic (ROC) and multinomial logistic

regression analyses were used, taking as reference the simultaneous diagnosis provided by the 4-Stage Balance Test.

Results: The correlation matrix indicated that only seven metrics are characteristic of the data set, and of which, CoP velocity in Antero-Posterior direction (MVELOAP) has the best value of area under the curve (AUC) to identify the balance problem individually (0.714), and in the adjusted model, AUC was increased to 0.827. The model also observed that the increase in age and BMI are related to a possible increase in the fall risk and balance impairment, but not to sex, contrary to what is reported in the literature.

Interpretation: The proposed model has an adequate discriminatory capacity, higher than those estimated by similar means and resources to this research. The model was implemented in an embedded standalone system. It can identify the fall risk in 4 out of 5 persons evaluated. Like other researchers of this line of study, the authors recommend using this type of technology to support and complement the much-questioned clinical tools to attend to the serious public health problem represented by falls in this very vulnerable sector.

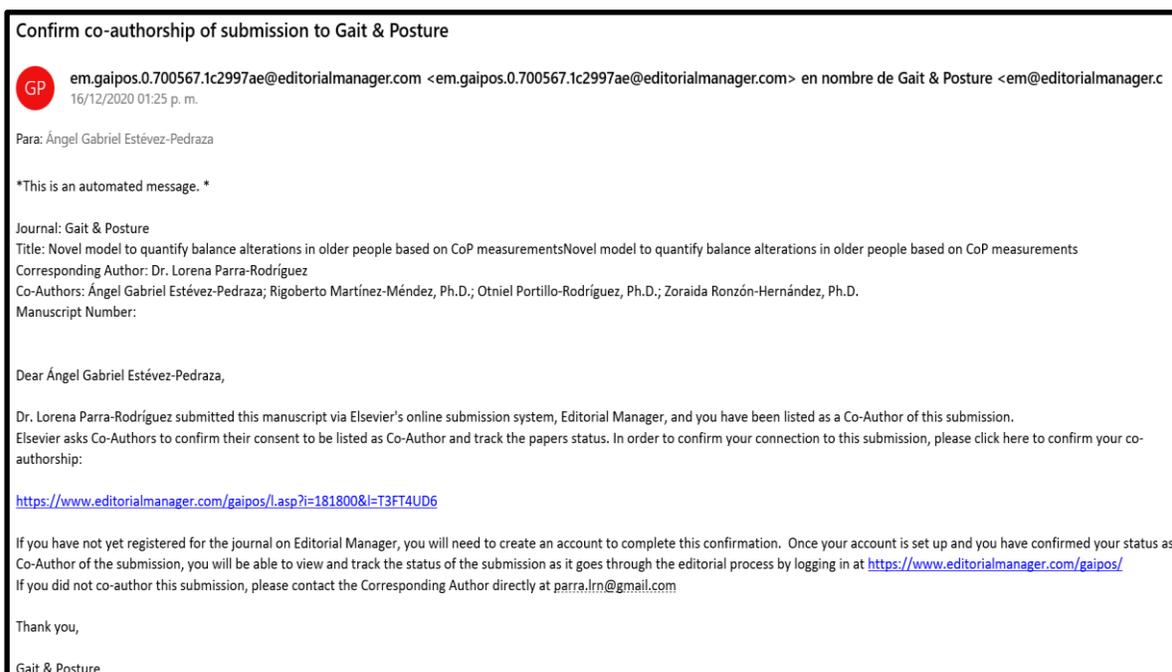


Figura 20. Correo de confirmación de envío de artículo, relacionado al modelo de cálculo para diagnosticar alteración de balance.

- c. Dicho envío fue rechazado por la revista. En la Figura 21 se muestra el correo sobre la notificación de la decisión.
- d. Basado en la retroalimentación que proporcionó el revisor, actualmente se trabaja con el comité doctoral para enviarlo a otra revista. Las posibles opciones son: *Age and Ageing*, *Sensors* y *PLoS One*, todas ellas en la clasificación JCR & Q1 y FI de al menos 3.00.

De: **Gait & Posture** <em@editorialmanager.com>
Date: lun., 15 de feb. de 2021 14:27
Subject: Decision on submission to Gait & Posture
To: Lorena Parra-Rodríguez <parra.lrn@gmail.com>

Manuscript Number: GAIPOS-D-20-01277

Novel model to quantify balance alterations in older people based on CoP measurements
Novel model to quantify balance alterations in older people based on CoP measurements

Dear Dr. Parra-Rodríguez,

Thank you for submitting your manuscript to Gait & Posture. Your manuscript was reviewed in depth by one of our associate editors. I regret to inform you that the reviewer recommends against publishing your manuscript, and it is therefore rejected. The reviewer comments are below.

For alternative journals that may be more suitable for your manuscript, please refer to our Journal Finder (<http://journalfinder.elsevier.com>).

We appreciate you submitting your manuscript to Gait & Posture and thank you for giving us the opportunity to consider your work.

Kind regards,
Tishya A. L. Wren, PhD
Associate Editor
Gait & Posture

Figura 21. Correo de notificación sobre el rechazo del envío a *Gait & Posture*.

3. “Factores, herramientas clínicas y tecnologías para el riesgo de caída en personas adultas mayores: Una revisión sistemática.”

- a. Primer envío realizado el 23 de diciembre de 2020, a la revista a *IEEE Latin America Transactions*, (JCR, FI: 1.100, Q2). En la Figura 22 se muestra el correo de confirmación de envío.
- b. En este artículo se presenta una revisión sistemática del estado del arte sobre los factores asociados a las caídas en adultos mayores y las herramientas clínicas y tecnológicas más utilizadas para evaluar el riesgo de caídas.



Figura 22. Correo de confirmación de envío de la revisión sistemática del estado del arte.

- c. Dicho envío fue declinado debido a que los editores consideraron que el manuscrito quedaba fuera de la temática (*scope*) de la revista. En la Figura 23 se muestra el correo sobre dicha decisión.
- d. Actualmente se trabaja con el comité doctoral para enviarlo a otra revista. Las posibles opciones son: *BMC Geriatrics*, *Scientific Reports*, *Physiotherapy* y *Preventive Medicine*, todas ellas en la clasificación JCR & Q1 y FI de al menos 3.00.

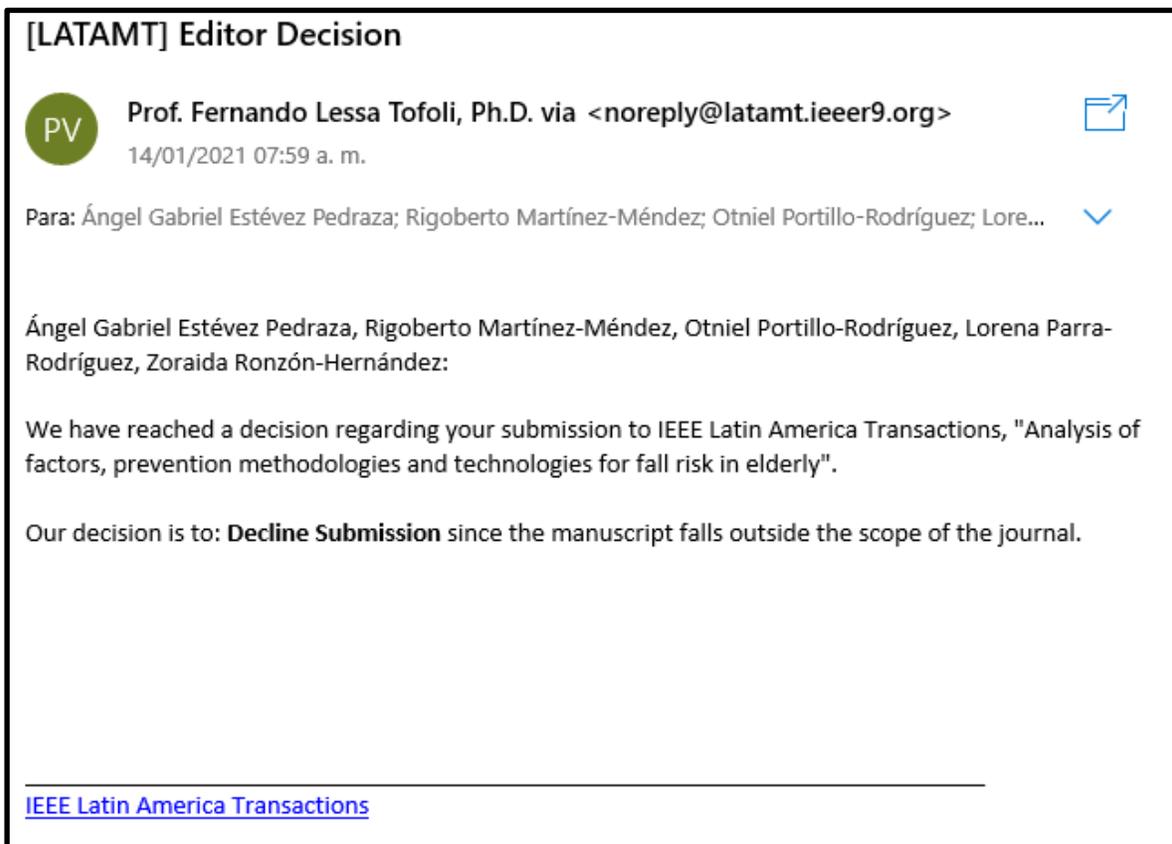


Figura 23. Correo de notificación sobre el decline del envío a *IEEE Latin America Transactions*.

CAPÍTULO 4: Discusión de resultados

En este capítulo se presenta un análisis sobre los resultados obtenidos y reportados en los artículos producidos y su relación con los objetivos planteados al inicio de este proyecto doctoral.

El objetivo principal de este trabajo es la construcción de un dispositivo electrónico portátil capaz de cuantificar el riesgo de caída en personas adultas mayores, y que se pueda usar en ambientes sin condiciones controladas. Este objetivo se puede dividir en dos tareas principales:

1. Diseñar y construir el dispositivo electrónico con características de portabilidad y facilidad de uso, prácticamente en cualquier lugar que cuente con una superficie nivelada.
2. Proponer un algoritmo o modelo de cálculo que pudiera ser programando en el mismo dispositivo, que diagnostique de manera confiable y adecuada el riesgo de caídas.

A continuación, se discute sobre estas dos tareas principales, con base en los resultados obtenidos.

4.1 Diseño, construcción y validación del dispositivo

Con el fin de lograr un dispositivo electrónico portable para medir el CoP, es decir un dispositivo capaz de ser transportado de un lugar a otro fácilmente, se analizaron diversas opciones, entre ellas el uso de sensores fuerza tipo FSR (*Force Sensing Resistor*), sensores inerciales, cámaras, etc. Sin embargo, todos estos mostraban

alguna desventaja. Por ejemplo, los primeros presentan un desgaste rápido y la necesidad de ser calibrados frecuentemente. El uso de sensores inerciales conlleva al desarrollo de instrumentación electrónica sensible, la cual es fácilmente susceptible al acople de ruido en sus señales producidas, y por otra parte, dichas señales requieren de tratamientos y procesamientos especiales debido a su naturaleza estocástica, lo cual implica un poder de cómputo considerable. Por su parte, las cámaras o sistemas similares también requieren capacidad extra de cómputo y además se requeriría de varias cámaras y marcadores para poder trazar el CoP o el CoM de manera adecuada.

La opción más adecuada para obtener el CoP son las plataformas de fuerza, pues son consideradas el *gold standard* de esta práctica. Debido a las desventajas e implicaciones sobre el uso de estos sistemas (presentadas en la sección del estado del arte), y por los objetivos que se persiguen en esta investigación, se empleó una plataforma WBB como dispositivo base para la adquisición de señales del CoP. Esta elección está basada en su validez como dispositivo alternativo, confiable y de bajo costo a las plataformas de fuerza para la medición del CoP [173], [214], y además, en reportes sobre la baja variabilidad entre dispositivos y repetibilidad en las mediciones [173]. También se ha documentado que, aún después de años de uso, estos dispositivos no presentan alteraciones significativas en sus mediciones, y además el nivel de carga de baterías tampoco afecta en las lecturas de las celdas de carga [215].

Sin embargo, al ser un dispositivo con fines de entretenimiento, presenta por defecto pérdida de datos debido a la forma de transmisión y una frecuencia de muestreo inestable e inconsistente (*time jitter*), variable entre 35 Hz a 100 Hz, de aproximadamente 63 Hz en promedio [216]. Esto puede ser solucionado al aplicar técnicas de submuestreo e interpolación de datos, pero entonces surge la dependencia de una computadora para realizar estos procesamientos y con ello, las desventajas discutidas en la sección del estado del arte.

En el **primer artículo** se detallan las modificaciones realizadas a la plataforma (mecánicas y electrónicas) que condujeron a resolver el problema, las cuales no alteraron su estructura, composición y funcionamiento, e incrementaron solo en 200

g su peso original, por lo que puede seguir siendo operada y transportada con facilidad por una sola persona.

Para validar el funcionamiento del dispositivo construido como herramienta de evaluación del equilibrio, dado que no se cuenta con una plataforma de fuerza profesional, y qué, aun contando con una, resulta complicado realizar una medición de una persona mayor con dos plataformas superpuestas, se realizaron dos análisis estadísticos. En dichos procedimientos se procesaron los datos de 20 de los 414 participantes (68 ± 1.2 años, 16 mujeres y 4 hombres), investigando lo siguiente:

1. Determinar si, usando las señales del CoP adquiridas por el dispositivo, es posible encontrar diferencias en las evaluaciones de adultos mayores con ojos abiertos y cerrados. De las 39 métricas (117 índices) que genera el dispositivo, 24 fueron empleadas. Se observó que todos los valores de los índices de CoP (media \pm SD) con los ojos cerrados fueron mayores que los de ojos abiertos, encontrando además, diferencias estadísticamente significativas entre las medias de estos (estadístico t para datos pareados, con $p < 0.05$). Esto confirmó la capacidad discriminadora del dispositivo sobre la condición visual en la que una persona es evaluada.
2. Ese grupo de 20 personas se eligió estratégicamente de manera que las características sociodemográficas y el tamaño de muestra coincidieran (lo mejor posible) con las de un grupo de adultos mayores de un estudio realizado (68 ± 1.3 años, 12 mujeres y 8 hombres) [64]. En dicha investigación, los participantes fueron evaluados con una plataforma de fuerza de grado de laboratorio, con la que también se obtuvieron sus índices del CoP.

De los 117 índices del CoP que genera el dispositivo propuesto, 38 fueron los que permitieron realizar una comparación directa con ese estudio (19 con ojos abiertos y 19 con ojos cerrados), de los cuales, la mitad resultaron no tener diferencia significativa. De esos 19 índices similares, 12 fueron estadísticamente equivalentes (a un 95% de nivel de confianza), mismos que han sido relacionados con caídas y otras aplicaciones geriátricas.

El hecho de que no todas las métricas comparadas resultaran semejantes (sin diferencia significativa), pudo deberse a la diferencia entre poblaciones (estadounidense vs mexicana); a las diferencias entre protocolo de pruebas (descansos, posición de las manos), las frecuencias de muestreo (100 Hz vs 50 Hz) y diferente tiempo de adquisición de señales (30 s vs 60 min).

A pesar de estas diferencias, con los resultados obtenidos se pudo concluir que el dispositivo desarrollado representa una alternativa de bajo costo a las plataformas de fuerza (2.2% del precio neto a nivel prototipo), es portable (una sola pieza de 3.5 kg), suficientemente capaz de caracterizar el equilibrio humano basado en mediciones del CoP y que puede proveer de métricas comúnmente empleadas en la práctica.

El artículo publicado por el autor de esta tesis se suma a la serie de estudios que sustentan y avalan el uso de la WBB para dichas mediciones, solo que este desarrollo tiene el valor agregado de corregir los detalles técnicos identificados sin la necesidad de una computadora, además de ser el primero en reportar equivalencias estadísticas con el *gold standard*.

4.2 Modelos para la evaluación de riesgo de caída

Una vez que se validó la WBB modificada como un dispositivo confiable para evaluar el equilibrio de personas mayores, se procesaron los datos de los 414 participantes. Como se mencionó en el capítulo 2, se propusieron tres variables de respuesta para comparar los resultados de los modelos creados con los resultados de las pruebas aplicadas a los sujetos. Esas tres variables se presentaron en la Tabla 3 y se enlistan aquí para mayor comodidad del lector.

1. Alteración de balance (Incapacidad para mantener el equilibrio en posición unipodal por al menos 5 segundos).
2. Auto reporte de caídas en el año previo.

3. Riesgo de caída STEADI de la CDC.

El modelo propuesto basado en regresión logística que mejor desempeño demostró tiene como referencia comparativa a la variable de respuesta de alteración de balance, el cual considera los siguientes parámetros para el cálculo de riesgo de caída y está reportado en el **segundo artículo** de investigación.

- MVELOAPOA (MVELAPOE_DIC en el artículo).
- Sexo.
- Edad.
- IMC.

Este modelo presenta una sensibilidad del 47.8% (55/115 correctos & 60/115 falsos positivos) y una especificidad del 93% (278/299 correctos & 21/299 falsos negativos), y con $AUC=0.827$, es decir, con capacidad discriminatoria del 82.7%.

Dado que, de los parámetros elegidos, la plataforma solo puede medir el MVELOAPOA, en la programación del modelo solo se considera este parámetro, con el cual se alcanza una $AUC=0.714$, sensibilidad de 49.6% y especificidad de 83.6%.

Si bien el modelo está integrado a partir de la variable de referencia de alteración de balance (incapacidad de mantener el equilibrio estático de forma unipodal) y no directamente con la variable de riesgo de caída, se ha reportado que está asociada con la predicción de caídas que derivan en lesiones severas [217], con caídas reportadas [218] y como se mencionó al final de la sección 2.2, con la presencia de riesgo de caídas en personas mayores [197]. Esto permite establecer que, si una persona mayor evaluada con el dispositivo propuesto rebasa el punto de corte del índice MVELOAPOA (14.241 mm/s), entonces será diagnosticada con riesgo de caída por asociación de un problema de equilibrio.

Las ventajas principales del modelo desarrollado son:

- Con el procesamiento de una sola métrica del CoP con ojos abiertos se puede obtener el diagnóstico de riesgo de caídas, lo que implica que la mayoría de los adultos mayores podrían ser evaluados con el dispositivo sin poner en riesgo su integridad física. Esto es relevante ya que particularmente

en esta investigación, todos los participantes pudieron completar la prueba con ojos abiertos, pero no la de ojos cerrados.

- Al solo tomar mediciones del CoP con ojos abiertos, la duración de la prueba se reduce a la mitad, es decir, a solo un minuto de evaluación. Esto pone al dispositivo desarrollado en ventaja respecto a la duración de la mayoría de las herramientas clínicas descritas en la sección 1.5 de este documento.

Más detalles sobre el desarrollo e implementación de este modelo se pueden encontrar en el artículo número dos derivados de este proyecto “*Novel model to quantify the balance alteration in older people based on CoP measurements*”.

Respecto a los resultados del modelo con la variable de “auto reporte de caídas en el año previo”, ningún factor construido ni métrica del CoP presentó AUC superior a 0.65, por lo que se descartó como variable de referencia para la formulación de algún modelo que estime el riesgo de caídas, y además, no presentan poder de clasificación suficiente. Estos resultados posiblemente se deben a que el registro de la información de la variable no fue de carácter longitudinal (seguimiento), y además, no fue verificada la veracidad de las respuestas, lo cual disminuye la precisión de esta. Incluso en el estado del arte se ha publicado que el auto reporte de caídas en el último año puede llegar a subestimar hasta el 50% de las caídas recurrentes futuras, por lo que se recomienda hacer seguimientos en periodos de tiempo más cortos, por ejemplo mensuales [219].

Por otra parte, los resultados del modelo comparado con la variable “riesgo de caídas STEADI” tuvieron desempeños aceptables, pero no mejores que el de alteración de balance. De entre los 117 índices del CoP y los dos factores construidos (dicotomizados y sin ajustar), nuevamente el índice MVELOAPOA fue el que mayor desempeño individual presentó (AUC=0.663) en la identificación de riesgo de caída STEADI (en forma dicotómica). Es importante mencionar que todas las variables con las que se ajustaron los modelos (edad, sexo e IMC), presentaron significancia estadística en todos los coeficientes de regresión, pues basado en la probabilidad de ocurrencia de cada uno (OR), se puede sustentar y apoyar el diagnóstico de riesgo de caída que calcula el dispositivo propuesto, sin embargo,

aunque su desempeño es aceptable, estas no presentan suficiente capacidad de clasificación, por lo que fueron descartadas. Esto pudo deberse principalmente a que la escala STEADI está diseñada para poblaciones americanas, conformada por tres evaluaciones funcionales (marcha, fuerza y balance), mientras que la WBB solo realiza la evaluación de balance.

Es así como la propuesta basada en la variable de respuesta de alteración de balance y ajustada (IMC, edad y sexo) fue seleccionada como el modelo para estimar el riesgo de caídas en personas mayores con el dispositivo.

Al realizar una comparación directa del desempeño de dicho modelo con respecto a los de las herramientas clínicas (presentados en la Tabla 1), se puede observar que el valor de especificidad alcanzado es superior al de todas esas escalas, pero no así en el de sensibilidad; pero es importante destacar que con respecto a la prueba BBS (herramienta ampliamente utilizada para diagnosticar el riesgo de caídas), el desempeño del dispositivo es superior en ambos rubros.

Por otra parte, con respecto al desempeño reportado en una serie de estudios que emplearon recursos y metodologías de evaluación similares (3 con WBB's y 4 con plataformas de fuerza & protocolo de Romberg), la propuesta también presenta mejores valores de desempeño. La información de dichos estudios para la comparación se presenta tanto en la sección de discusiones del segundo artículo, como en la Tabla 5.

Tabla 5. Información de algunas investigaciones sobre alteración de balance, riesgo, predicción e identificación de caídas en adultos mayores.

Autor/Año	Dispositivo/Posición de pies	Metodología	Tamaño de muestra	Tiempo de evaluación	Métricas y desempeño
[220]/2015.	WBB & computadora /cómoda para el usuario.	Curva ROC y regresión logística multivariable.	73	1 min.	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad del CoP en AP, OA: AUC=0.67. • Velocidad del CoP en ML, OA: AUC=0.71.
[221]/2016.	WBB & computadora /cómoda para el usuario.	Curva ROC y algoritmo "Ranking Forest".	84	1 min.	<ul style="list-style-type: none"> • Índice compuesto RFK, AUC=0.75.
[222]/2017.	2 WBB & computadora /cómoda para el usuario.	Curva ROC y funciones discriminantes.	100	1 min.	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad del CoP en AP, OC: AUC=0.688.

					<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad del CoP, OC: AUC=0.691. • Cociente de Romberg de Velocidad en AP: AUC=0.660. • Cociente de Romberg de Velocidad: AUC=0.670.
[223]/2016.	Plataforma de fuerza y computadora/ 6 pulg de separación.	Curva ROC y regresión logística simple.	75	2 min.	<ul style="list-style-type: none"> • Área de la elipse (95% Conf), OC: AUC=0.574. • Velocidad del CoP, OC: AUC=0.584. • SD del CoP en ML, OC: AUC=0.612. • SD del CoP en AP, OC: AUC=0.591. • Entropía de Shannon: AUC=0.539. • Entropía de Renyi: AUC=0.596.
[224]/2018.	Plataforma de fuerza y computadora/OLST.	Curva ROC.	170	2.5 min.	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad del CoP en ML, OA: AUC=0.65. • Velocidad del CoP en AP, OA: AUC=0.68. • Área de la elipse (95% Conf), OA: AUC=0.72.
[225]/2019.	Plataforma de fuerza y computadora/ (2 posiciones) 10 cm de separación con 20° de apertura y cómoda para el usuario.	Perceptrón Multicapa (MLP), Maquinas de Soporte Vectorial (SVM), <i>Naive Bayes</i> (NB), algoritmo del vecino más cercano (KNN) & curva ROC.	73	12 min.	<p>10 métricas de CoP en el dominio del tiempo y 5 en la frecuencia para integrar:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Métrica de MLP: AUC=0.77. • Métrica de SVM: AUC=0.71. • Métrica de KNN: AUC=0.70. • Métrica de NB: AUC=0.73.
[226]/2019.	Plataforma de fuerza, teléfono inteligente y computadora/cómoda para el usuario.	Curva ROC.	30	7 min.	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad del CoP en ML, OA: AUC=0.761. • Velocidad del CoP en AP, OA: AUC=0.698. • Área de la elipse (95% Conf), OC: AUC=0.788. • Aceleración RMS en AP, con <i>smartphone</i> y OA: AUC=0.761. • Aceleración RMS en AP, con <i>smartphone</i> y OC: AUC=0.837.

En esta tabla se puede observar que la metodología empleada en este trabajo (curva ROC y regresión logística) para la formulación del modelo de estimación de riesgo de caídas también fue utilizada en la mayoría de los trabajos comparativos. A diferencia de esos 7 trabajos, el dispositivo propuesto no requiere de alguna computadora ni de condiciones de laboratorio o controladas para llevar a cabo una prueba, característica que lo pone en ventaja sobre estos, pues con solo estar estabilizada en el suelo es posible realizar una evaluación de riesgo de caídas.

También en la información de la tabla se observa el predominio del uso métricas construidas e índices de velocidad, y área de la elipse del CoP; mientras que el dispositivo procesa solo una.

Por otra parte, con respecto al desempeño que muestran las métricas del CoP de esos estudios, solo uno [226] que combinó el uso de plataforma de fuerza y un *smartphone* para sus mediciones reportó un $AUC=0.837$ con la métrica del valor de aceleración RMS en AP y los ojos cerrados, la cual es mayor que la AUC del mejor modelo obtenido (el ajustado y con referencia a alteración de balance, $AUC=0.827$). Esa métrica no proviene de mediciones de estabilometría sino de lecturas de los acelerómetros del teléfono, y además, esta diferencia de 1% se puede considerar no significativa. Estos rendimientos similares motivan al desarrollo de un estudio en el que se puedan combinar datos que proporcione la WBB modificada y los de sensores inerciales para construir nuevas métricas que identifiquen el problema en los adultos mayores, sin embargo, incluir un segundo dispositivo podría representar un reto para los aplicadores, pues en la práctica volverían a emerger las barreras de la complejidad de sistemas, aumento de costos, falta de coordinación y de capacitación específica. En este sentido, el diseño y construcción del sistema presentado en esta tesis siempre estuvo centrado en el desarrollo de una herramienta geriátrica válida e intuitiva, la cual, con la realización de estudios futuros sobre su usabilidad, podrían ser posibles las autoevaluaciones.

4.3 Productos derivados del proyecto

Los principales entregables, un dispositivo electrónico portable para la evaluación del equilibrio, utilizable en entornos poco controlados (consultorios, asilos, hogar, etc.) y el modelo de predicción de riesgo de caída fueron logrados. Además de esto, a lo largo del desarrollo de este proyecto se obtuvieron otros productos secundarios que se enlistan a continuación.

- Obtención de financiamiento por un monto de \$100,000.00 MSN para los insumos electrónicos del proyecto por parte de la SIEA de la UAEMéx, mediante el proyecto con registro 4564/2018/CIV que tuvo vigencia de abril de 2018 a abril de 2019. Con ese recurso también se adquirió un banco de pruebas motorizado para la aplicación de fuerza de manera controlada. Este dispositivo de laboratorio ahora forma parte de los activos de la Facultad de Ingeniería de la UAEMex.
- Tres artículos científicos derivados del proyecto de investigación que ya se mencionaron en el capítulo 3 (Uno publicado y dos en revisión para un segundo envío).
- Con el fin de lograr los objetivos planteados en el proyecto, se buscaron diversas colaboraciones las cuales se enlistan a continuación:
 - Instituto Nacional de Geriátría INGER.
 - Se realizó una estancia de seis meses y se colaboró en un proyecto del instituto.
 - Centro de Investigación en Ciencias Sociales y Humanidades de la UAEMéx.
 - Facultad de Medicina de la UAEMéx.
 - Clínica de rehabilitación “*Human Paradox*” en la CDMX.
- Actualmente el autor de esta tesis dirige tres tesis de licenciatura que se relacionan directamente con el presente proyecto.
 - “*Analysis of the relationship between frailty and fall risk in the elderly, based on stabilometric signals*”.
 - “*Study of the reproducibility and usability of a system that characterizes human balance*”.

- “Rediseño de un sistema portátil para evaluaciones de equilibrio y reeducación postural estática en tiempo real”.
- Un artículo aceptado en el 3er Coloquio de Investigación en Ingeniería y el 12º Curso-Taller “Temas actuales en Ciencia del Agua” CII&CTTACA 2020, a ser publicado en la revista de divulgación “Integrare”, editada por la Facultad de Ingeniería de la UAEMéx.
- Además, si bien no es producto directo del proyecto, sino más bien un antecedente de este, durante el periodo del doctorado, se redactó y publicó un artículo sobre un sistema para evaluación del equilibrio usando sensores de fuerza [227], el cual fue publicado en la revista “*Biomedical Physics and Engineering Express*”, con identificador: <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab6858>

4.4 Actividades pendientes

En el protocolo de este trabajo se plantearon seis pasos metodológicos, cinco de ellos se cumplieron en su totalidad: el diseño y construcción del dispositivo para la medición del CoP, la medición preliminar de señales del CoP en un grupo de adultos mayores, el análisis de señales y la obtención del modelo para estimar el riesgo de caídas, su implementación y la validación de criterio.

La caracterización-calibración del sistema es la actividad planteada que no se desarrolló totalmente debido a las condiciones sanitarias y de logística. En este proceso se debió verificar y ajustar/compensar los sensores (en caso de requerirse) para obtener una lectura correcta de las fuerzas de reacción del suelo. Sin embargo, dada la evidencia sobre la estabilidad y confiabilidad de las WBB para la medición del CoP [173], [215], y con las correcciones técnicas, se pudo continuar con el desarrollo de este trabajo. Es importante mencionar que se cuenta con el protocolo de este proceso y con el equipo necesario para desarrollarlo (dinamómetro digital y el banco electrónico de pruebas), el cual está descrito en el Apéndice E. Tan pronto sea prudente, se retomará el desarrollo de esta actividad.

Una actividad que no estaba planteada en el protocolo pero que se empezó a realizar son las pruebas complementarias de validación del dispositivo como *test-retest* e inter-evaluador. Se diseñó el estudio y los protocolos particulares de medición de estas pruebas, las cuales estaban siendo aplicadas en una muestra cautiva de personas mayores que habitan en el Centro Social y de Asistencial para pensionados del ISSEMYM, por estudiantes de especialidad en Gerontología de la Facultad de Enfermería UAEMéx. Sin embargo, debido a las mismas circunstancias y a la vulnerabilidad de las personas mayores, no se pudieron concluir, pues solo se lograron registrar los datos de 5 de 14 personas requeridas en la primera prueba. Con la colaboración de la clínica particular de terapia física "*Human Paradox*" se estarían concluyendo estas validaciones complementarias, pues ya se tuvo un primer contacto en el que personal de ese espacio fue capacitado sobre el uso del dispositivo, quienes por un periodo de prueba de 2 meses ejecutaron mediciones preliminares. Es importante mencionar que aún y cuando se completen y tengan los resultados de estas evaluaciones, será necesario realizar nuevamente pruebas con el dispositivo, pero ahora en otras muestras de personas mayores para verificar el desempeño aquí reportado o bien, realizar los ajustes necesarios a fin de incrementar el porcentaje de esos indicadores.

Otra de las actividades no trazadas en el protocolo pero que también quedó pendiente de desarrollar fue un estudio de usabilidad (ver instrumento desarrollado en el Apéndice C.). Ese primer acercamiento con la clínica "*Human Paradox*" permitió que el personal que utilizó el dispositivo pudiera dar retroalimentación, que mayormente fueron opiniones positivas. La mayor observación que hicieron fue sobre la colocación de la memoria SD, pues en la práctica, cuando los adultos mayores se estaban bajando de la plataforma, por accidente lograban sacar la tarjeta al pisar sobre el área del zócalo. Este problema ya fue considerado y ahora la memoria se inserta/extrae del zócalo reubicado en la parte lateral del dispositivo. Otra observación fue sobre los estímulos auditivos, los cuales a veces no eran escuchados por los evaluados, debido a su capacidad auditiva limitada. De la misma manera este defecto puede ser solucionado al cambiar el *buzzer* por uno de más potencia, pero hasta ahora no se ha realizado dicha modificación.

A partir de la experiencia adquirida en las evaluaciones realizadas, tanto en el INGER como en el ISSEMYM, y tomando en cuenta las observaciones y retroalimentaciones de “*Human Paradox*”, se integró un manual de usuario (ver Apéndice D.) en el que además de describir instrucciones de uso, se presenta una guía sobre el protocolo a seguir para realizar una evaluación de riesgo de caída.

CAPÍTULO 5: Conclusiones y trabajo futuro

Conclusiones

Se cumplió satisfactoriamente con el objetivo principal de este proyecto de tesis, pues se logró diseñar y construir un dispositivo para cuantificar el riesgo de caída en personas adultas mayores, basado en las mediciones del CoP.

Las características del dispositivo desarrollado, como su bajo costo, la capacidad de funcionar de manera autónoma, es decir, sin la necesidad de periféricos o fuentes de energía externas, así como su reducido tamaño y peso, permiten concluir que efectivamente se trata de un dispositivo portátil que puede ser transportado a locaciones donde se necesite evaluar el riesgo de caída. Solo dos condiciones se requieren para llevar a cabo una prueba y obtener un diagnóstico: la primera, que el dispositivo se encuentre colocado sobre un piso firme nivelado, y segunda, que el adulto mayor permanezca de pie sobre la superficie de este, sin perder el equilibrio por un minuto con sus ojos abiertos. Estos requerimientos, relativamente fáciles de cumplir, harían posibles las evaluaciones de riesgo de caídas incluso en lugares remotos o de acceso restringido donde hay presencia de personas mayores, por ejemplo, asilos, penitenciarías, consultorios, casas de salud típicas de las comunidades, etc.

El dispositivo propuesto es capaz de generar 39 métricas (117 índices) del CoP a partir de una evaluación, sin embargo, el procesamiento del conjunto total de esos datos resultaba en la integración de modelos complejos de cálculo de riesgo de caídas y en consecuencia, se requería de un costo computacional elevado. Por esa razón, se realizó un análisis estadístico a fin de investigar cuál o cuáles de esos índices eran los más representativos de la información original. Al aplicar esa

metodología a los datos de las mediciones adquiridas (en la muestra que es de mayor tamaño a la de los estudios similares reportados), se pudieron integrar tres modelos para evaluación de riesgo de caída, de los cuales solo uno demostró un poder de clasificación aceptable.

Con base en lo anterior, la hipótesis planteada al inicio de la investigación se puede validar y aceptar de manera parcial, pues el contraste de información con los desempeños de algunas herramientas clínicas (presentados en Tabla 1), permitió evidenciar que el modelo ajustado presenta mejor porcentaje de especificidad (hasta 55% mayor) y menor de sensibilidad (solo superior a BBS). También es importante destacar que, la duración de una prueba con el dispositivo propuesto es menor que la todas esas herramientas clínicas (excepto OLST y Romberg, que es igual), pues parte de la hipótesis consistió en verificar si este podría entregar los resultados de un diagnóstico en el menor tiempo posible. De cualquier manera, todas las herramientas clínicas aún tienen la desventaja de la subjetividad (dependen enteramente de la experiencia del evaluador) y requieren que el adulto mayor realice pruebas dinámicas que podrían poner en riesgo su integridad física en caso de que su equilibrio se encuentre severamente deteriorado. Al contrario del sistema desarrollado que solo requiere de una prueba de equilibrio estático.

Por otro lado, bajo la metodología planteada es posible reproducir este trabajo de manera masiva, aumentando el alcance y beneficios de la presente investigación. Como se menciona en el artículo publicado "*Portable Device for the Measurement and Assessment of the Human Equilibrium*", el *firmware* y diagrama electrónico del dispositivo [228] se liberaron al público en general con la intención de que cualquier persona con los conocimientos necesarios pueda replicar esta herramienta.

En resumen, se puede mencionar que el dispositivo propuesto demostró tener las características necesarias para adquirir señales del desplazamiento del CoP en posición estática, con evidencia estadística suficiente para dictaminar sobre el riesgo de caídas entre personas mayores y con la capacidad de identificar posibles problemas de balance. Por lo anterior, se concluye que el trabajo de tesis cumple con lo establecido en los objetivos, en relación con que la herramienta evalúa e identifica el problema en el menor tiempo posible, es de fácil uso (como pesarse en

una báscula de baño con los pies juntos) y posee validez estadística aceptable. Esto es relevante para la práctica geriátrica pues a partir de este diagnóstico se pueden indicar y prescribir las acciones inmediatas correspondientes que conlleven a evitar un accidente o bien, a reducir el nivel de riesgo.

Trabajo futuro

La realización de este proyecto permitió contribuir en la línea de investigación sobre el riesgo de caídas en personas mayores, sin embargo, el dispositivo propuesto requiere ser aplicado en estudios carácter longitudinal que puedan validar aún más el uso y confiabilidad; para ello se ha trazado el desarrollo de las siguientes actividades de investigación:

- Análisis y procesamiento de los datos de las pruebas 2, 3 y 4 recolectados en el INGER para integrar nuevos modelos de cálculo de riesgo de caídas.
- Aumentar las categorías de riesgo de caída de las 9 variables representativas en estudio, aplicando la metodología VUS (*Volume Under Surface*).
- Ampliar el estudio de riesgo de caídas en poblaciones de adultos mayores que presenten alguna patología específica.
- Reemplazar la WBB por una plataforma de diseño propio que permita realizar pruebas que no se pudieron ejecutar con la WBB, como la prueba tándem. Con un rediseño, la ampliación de dimensiones podría cubrir un rango más amplio de tamaños de pie de personas a evaluar, además de evitar conflictos intelectuales con la empresa NINTENDO® si es comercializada en el futuro.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] B. Salzman, “Gait and Balance Disorders in Older Adults”, *Am. Fam. Physician*, vol. 82, núm. 1, pp. 61–68, jul. 2010.
- [2] O. D. M. Moreno, P. L. L. Badillo, D. O. Fernández, S. O. R. Roberto, y D. G. P. Valdiviezo, “Calidad De Vida Y El Equilibrio Dinámico En El Adulto Mayor”, *Eur. Sci. J.*, vol. 14, núm. 14, may 2018, doi: 10.19044/esj.2018.v14n14p110.
- [3] L. Clemson *et al.*, “Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (the LiFE study): randomised parallel trial”, *BMJ*, vol. 345, p. e4547, ago. 2012, doi: 10.1136/bmj.e4547.
- [4] F. B. Horak, “Clinical assessment of balance disorders”, *Gait Posture*, vol. 6, núm. 1, pp. 76–84, ago. 1997, doi: 10.1016/S0966-6362(97)00018-0.
- [5] C. Hawk, J. K. Hyland, R. Rupert, M. Colonvega, y S. Hall, “Assessment of balance and risk for falls in a sample of community-dwelling adults aged 65 and older”, *Chiropr. Osteopat.*, vol. 14, p. 3, ene. 2006, doi: 10.1186/1746-1340-14-3.
- [6] R. W. Baloh, S. H. Ying, y K. M. Jacobson, “A Longitudinal Study of Gait and Balance Dysfunction in Normal Older People”, *Arch. Neurol.*, vol. 60, núm. 6, pp. 835–839, jun. 2003, doi: 10.1001/archneur.60.6.835.
- [7] M. Mancini y F. B. Horak, “The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits”, *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 46, núm. 2, pp. 239–248, jun. 2010.
- [8] M. Moghadam *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*, vol. 33, núm. 4, pp. 651–655, abr. 2011, doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.016.
- [9] B. E. Maki, P. J. Holliday, y A. K. Topper, “A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population”, *J. Gerontol.*, vol. 49, núm. 2, pp. M72-84, mar. 1994.
- [10] P. B. Thapa, P. Gideon, K. G. Brockman, R. L. Fought, y W. A. Ray, “Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents”, *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 51, núm. 5, pp. M239-246, sep. 1996.
- [11] K. O. Berg, B. E. Maki, J. I. Williams, P. J. Holliday, y S. L. Wood-Dauphinee, “Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 73, núm. 11, pp. 1073–1080, nov. 1992.
- [12] M. G. Zetina Lozano, “Conceptualización del proceso de envejecimiento”, *Papeles Poblac.*, vol. 5, núm. 19, 1999.
- [13] “OMS | 10 datos sobre el envejecimiento y la salud”, *WHO*. <http://www.who.int/features/factfiles/ageing/es/> (consultado may 11, 2018).
- [14] “UNFPA - United Nations Population Fund”. <https://www.unfpa.org/es> (consultado oct. 14, 2018).

- [15] “INAPAM - Estadísticas sobre Adultos Mayores en México”, *gob.mx*. <http://www.gob.mx/inapam/galerias/estadisticas-sobre-adultos-mayores-en-mexico> (consultado oct. 14, 2018).
- [16] C. Melián, “Trastornos del equilibrio en el adulto mayor”, *Revista FASO*, vol. 23, núm. Suplemento Vestibular 2da parte, pp. 47–53, 2016.
- [17] L. Z. Rubenstein y K. R. Josephson, “Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show?”, *Med. Clin. North Am.*, vol. 90, núm. 5, pp. 807–824, sep. 2006, doi: 10.1016/j.mcna.2006.05.013.
- [18] J. A. Stevens, “Falls among older adults--risk factors and prevention strategies”, *J. Safety Res.*, vol. 36, núm. 4, pp. 409–411, 2005, doi: 10.1016/j.jsr.2005.08.001.
- [19] “GBD Compare | IHME Viz Hub”. <http://vizhub.healthdata.org/gbd-compare> (consultado mar. 16, 2019).
- [20] P. Kannus, H. Sievänen, M. Palvanen, T. Järvinen, y J. Parkkari, “Prevention of falls and consequent injuries in elderly people”, *Lancet Lond. Engl.*, vol. 366, núm. 9500, pp. 1885–1893, nov. 2005, doi: 10.1016/S0140-6736(05)67604-0.
- [21] J. A. Stevens, P. S. Corso, E. A. Finkelstein, y T. R. Miller, “The costs of fatal and non-fatal falls among older adults”, *Inj. Prev.*, vol. 12, núm. 5, pp. 290–295, 2006.
- [22] J. A. Stevens y E. A. Phelan, “Development of STEADI: a fall prevention resource for health care providers”, *Health Promot. Pract.*, vol. 14, núm. 5, pp. 706–714, sep. 2013, doi: 10.1177/1524839912463576.
- [23] “Equilibriocepción, sentido del equilibrio”. <http://www.saludymedicinas.com.mx/centros-de-salud/mareo-y-nauseas/temas-relacionados/equilibriocepcion-sentido-equilibrio.html> (consultado abr. 10, 2016).
- [24] A. Torres-Degró, “Envejecimiento demográfico: un acercamiento a los métodos cuantitativos”, *CIDE Digit. Etapa I*, vol. 1, núm. 2, pp. 79–102, ago. 2017.
- [25] R. A. Du Pasquier, Y. Blanc, M. Sinnreich, T. Landis, P. Burkhard, y F. J. G. Vingerhoets, “The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study”, *Neurophysiol. Clin. Clin. Neurophysiol.*, vol. 33, núm. 5, pp. 213–218, nov. 2003.
- [26] C. Zuleta, “Sistema Vestibular”, *Audix*, nov. 10, 2016. <http://www.audix.cl/2016/11/sistema-vestibular/> (consultado nov. 23, 2018).
- [27] F. Ricciardi, “Sistema Vestibular: El sentido del Movimiento”. <http://integrandosensaciones.blogspot.com/2010/04/sistema-vestibular-el-sentido-del.html> (consultado abr. 10, 2016).
- [28] O. Sezer y M. Ferdjallah, “Adaptive autoregressive model for the analysis of center of pressure in healthy subjects during quiet standing”, en *48th Midwest Symposium on Circuits and Systems, 2005*, ago. 2005, pp. 495-498 Vol. 1, doi: 10.1109/MWSCAS.2005.1594146.
- [29] L. E. Walther y M. Westhofen, “Presbyvertigo-aging of otoconia and vestibular sensory cells”, *J. Vestib. Res. Equilib. Orientat.*, vol. 17, núm. 2–3, pp. 89–92, 2007.
- [30] C. Melián, “Balance disorders in elderly population”, *Faso*, vol. 23, p. 7, 2016.
- [31] J. A. Vega, “Propioceptores articulares y musculares”, *Biomecánica*, vol. VII, núm. 13, pp. 79–93, dic. 1999.
- [32] M. Espinosa, “Sistema somatosensorial”, Universidad de Ciencias y Artes de Chiapas, 2017, Consultado: nov. 23, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.slideshare.net/Mikeespinosa2/sistema-somatosensorial-73653565>.

- [33] H. B. Menz, M. E. Morris, y S. R. Lord, “Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people”, *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 60, núm. 12, pp. 1546–1552, dic. 2005.
- [34] D. L. Sturnieks, R. St George, y S. R. Lord, “Balance disorders in the elderly”, *Neurophysiol. Clin. Clin. Neurophysiol.*, vol. 38, núm. 6, pp. 467–478, dic. 2008, doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.001.
- [35] Pontificia Universidad Católica de Chile, “El sistema visual”. http://www7.uc.cl/sw_educ/neurociencias/html/115.html (consultado jun. 13, 2018).
- [36] “BioDigital Human: Explore the Body in 3D!” <https://human.biodigital.com/index.html> (consultado sep. 16, 2017).
- [37] N. S. Gittings y J. L. Fozard, “Age related changes in visual acuity”, *Exp. Gerontol.*, vol. 21, núm. 4–5, pp. 423–433, 1986.
- [38] Y. Lazo More, “Problemas de la salud en el adulto mayor.”, *Universidad del Perú, Doctorado en Ciencias de la Salud*, 2010. <https://slideplayer.es/slide/25444/> (consultado nov. 23, 2018).
- [39] M. H. Woollacott y P. Burtner, “Neural and musculoskeletal contributions to the development of stance balance control in typical children and in children with cerebral palsy”, *Acta Paediatr. Oslo Nor. 1992 Suppl.*, vol. 416, pp. 58–62, oct. 1996.
- [40] M. Sinaki, R. H. Brey, C. A. Hughes, D. R. Larson, y K. R. Kaufman, “Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength”, *Osteoporos. Int. J. Establ. Result Coop. Eur. Found. Osteoporos. Natl. Osteoporos. Found. USA*, vol. 16, núm. 8, pp. 1004–1010, ago. 2005, doi: 10.1007/s00198-004-1791-2.
- [41] M. E. De Ariño, “Cambios biológicos del adulto mayor”, *Adulto mayor*, 2010. <http://adultomayor-andi.weebly.com/cambios-biologicos.html> (consultado nov. 23, 2018).
- [42] S. M. Collado, “Sistema Nervioso Central (SNC): Estructura, Funciones y Enfermedades”, *Psicoactiva*, feb. 13, 2017. <https://www.psicoactiva.com/blog/sistema-nervioso-central-estructura-funciones-enfermedades/> (consultado nov. 23, 2018).
- [43] F. A. Sorond *et al.*, “Aging, the Central Nervous System, and Mobility in Older Adults: Neural Mechanisms of Mobility Impairment”, *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 70, núm. 12, pp. 1526–1532, dic. 2015, doi: 10.1093/gerona/glv130.
- [44] D. Cattaneo, C. De Nuzzo, T. Fascia, M. Macalli, I. Pisoni, y R. Cardini, “Risks of falls in subjects with multiple sclerosis”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, núm. 6, pp. 864–867, jun. 2002.
- [45] T. Nakamura, K. Meguro, y H. Sasaki, “Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type”, *Gerontology*, vol. 42, núm. 2, pp. 108–113, 1996, doi: 10.1159/000213780.
- [46] L. Rocchi, L. Chiari, A. Cappello, y F. B. Horak, “Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson’s disease: a feature selection procedure based on principal component analysis”, *Neurosci. Lett.*, vol. 394, núm. 2, pp. 140–145, feb. 2006, doi: 10.1016/j.neulet.2005.10.020.
- [47] A. Hernández y C. Andrea, “Relación entre marcha, equilibrio, salud cognitiva y depresión con las caídas en el adulto mayor inscrito en el CESFAM Teresa Baldecchi de la comuna de San Carlos”, Escuela de Enfermería, Universidad del Bío-Bío. 2014.
- [48] J. C. Sanromà y J. R. i Balash, “Evolución del equilibrio estático y dinámico desde los 4 hasta los 74 años”, *Apunts Educ. Física Deport.*, núm. 92, pp. 15–25, 2008.

- [49] D. Winter, “Human balance and posture control during standing and walking”, *Gait Posture*, vol. 3, núm. 4, pp. 193–214, dic. 1995, doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
- [50] J. Perry, “Gait Analysis: Normal and Pathological Function”, *J. Sports Sci. Med.*, vol. 9, núm. 2, p. 353, jun. 2010.
- [51] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, 2009.
- [52] W. Fan *et al.*, “Notice of RetractionThe Relationship between COP and COM during Upright Stance with Ankle Fixation”, en *(iCBBE) 2011 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, may 2011, pp. 1–4, doi: 10.1109/icbbe.2011.5780428.
- [53] J. Garcia-Lopez y J. Rodriguez-Marroyo, “Biomecánica básica aplicada a la actividad física y al deporte, cap 5: Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano”, 2015, pp. 99–129.
- [54] V. I. Keglevic Román y R. A. González Rocabado, “Análisis del Centro de Presión en Posturografía en Pacientes con Síndrome de Dolor Lumbar Crónico”, Universidad de Chile, Santiago de Chile, 2004.
- [55] M. Duarte y S. M. S. F. Freitas, “Revision of posturography based on force plate for balance evaluation”, *Braz. J. Phys. Ther.*, vol. 14, núm. 3, pp. 183–192, jun. 2010, doi: 10.1590/S1413-35552010000300003.
- [56] L. Rocchi, L. Chiari, y A. Cappello, “Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, núm. 1, pp. 71–79, ene. 2004, doi: 10.1007/BF02351013.
- [57] M. Ferdjallah, G. F. Harris, y J. J. Wertsch, “Instantaneous postural stability characterization using time-frequency analysis”, *Gait Posture*, vol. 10, núm. 2, pp. 129–134, oct. 1999.
- [58] G. Nagymáté y R. M. Kiss, “Parameter Reduction in the Frequency Analysis of Center of Pressure in Stabilometry”, *Period. Polytech. Mech. Eng.*, vol. 60, núm. 4, pp. 238–246, sep. 2016, doi: 10.3311/PPme.8999.
- [59] C. Fujimoto *et al.*, “Power spectral analysis of postural sway during foam posturography in patients with peripheral vestibular dysfunction”, *Otol. Neurotol. Off. Publ. Am. Otol. Soc. Am. Neurotol. Soc. Eur. Acad. Otol. Neurotol.*, vol. 35, núm. 10, pp. e317-323, dic. 2014, doi: 10.1097/MAO.0000000000000554.
- [60] S. M. S. F. Freitas, S. A. Wiczorek, P. H. Marchetti, y M. Duarte, “Age-related changes in human postural control of prolonged standing”, *Gait Posture*, vol. 22, núm. 4, pp. 322–330, dic. 2005, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.11.001.
- [61] B. J. Benda, P. O. Riley, y D. E. Krebs, “Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing”, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 2, núm. 1, pp. 3–10, mar. 1994, doi: 10.1109/86.296348.
- [62] D. Abrahamová y F. Hlavacka, “Age-related changes of human balance during quiet stance”, *Physiol. Res.*, vol. 57, núm. 6, pp. 957–964, 2008.
- [63] G.-P. Cuauhtémoc y Á.-S. G. Alejandra, “La prueba de Romberg y Moritz Heinrich Romberg”, *Rev Mex Neuroci Enero-Febrero*, vol. 15, núm. 1, pp. 31–35, 2014.
- [64] T. E. Prieto, J. B. Myklebust, R. G. Hoffmann, E. G. Lovett, y B. M. Myklebust, “Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, núm. 9, pp. 956–966, sep. 1996, doi: 10.1109/10.532130.

- [65] L. A. Talbot, R. J. Musiol, E. K. Witham, y E. J. Metter, “Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury”, *BMC Public Health*, vol. 5, núm. 1, p. 86, ago. 2005, doi: 10.1186/1471-2458-5-86.
- [66] P. Pasquetti, L. Apicella, y G. Mangone, “Pathogenesis and treatment of falls in elderly”, *Clin. Cases Miner. Bone Metab.*, vol. 11, núm. 3, pp. 222–225, 2014.
- [67] “Older Adult Falls | Home and Recreational Safety | CDC Injury Center”, feb. 04, 2019. <https://www.cdc.gov/homeandrecreationalafety/falls/index.html> (consultado mar. 16, 2019).
- [68] M. A. Province *et al.*, “The Effects of Exercise on Falls in Elderly Patients: A Preplanned Meta-analysis of the FICSIT Trials”, *JAMA*, vol. 273, núm. 17, pp. 1341–1347, may 1995, doi: 10.1001/jama.1995.03520410035023.
- [69] D. J. Rose, “The role of exercise in preventing falls among older adults”, *ACSMs Health Fit. J.*, vol. 19, núm. 3, p. 23, jun. 2015, doi: 10.1249/FIT.0000000000000124.
- [70] A. Oakley *et al.*, “Preventing falls and subsequent injury in older people”, *Qual. Health Care QHC*, vol. 5, núm. 4, pp. 243–249, dic. 1996.
- [71] T. Masud y R. O. Morris, “Epidemiology of falls”, *Age Ageing*, vol. 30, núm. suppl 4, pp. 3–7, nov. 2001, doi: 10.1093/ageing/30.suppl_4.3.
- [72] K. Delbaere *et al.*, “A multifactorial approach to understanding fall risk in older people”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 58, núm. 9, pp. 1679–1685, sep. 2010, doi: 10.1111/j.1532-5415.2010.03017.x.
- [73] M. E. Tinetti, T. F. Williams, y R. Mayewski, “Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities”, *Am. J. Med.*, vol. 80, núm. 3, pp. 429–434, mar. 1986.
- [74] S. Deandrea, E. Lucenteforte, F. Bravi, R. Foschi, C. La Vecchia, y E. Negri, “Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis”, *Epidemiol. Camb. Mass*, vol. 21, núm. 5, pp. 658–668, sep. 2010, doi: 10.1097/EDE.0b013e3181e89905.
- [75] R. W. Sattin, “Falls among older persons: a public health perspective”, *Annu. Rev. Public Health*, vol. 13, pp. 489–508, 1992, doi: 10.1146/annurev.pu.13.050192.002421.
- [76] S. R. Lord, J. A. Ward, P. Williams, y K. J. Anstey, “Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 42, núm. 10, pp. 1110–1117, oct. 1994.
- [77] H. Luukinen, K. Koski, P. Laippala, y S. L. Kivela, “Risk factors for recurrent falls in the elderly in long-term institutional care”, *Public Health*, vol. 109, núm. 1, pp. 57–65, ene. 1995.
- [78] M. E. Tinetti, J. Doucette, E. Claus, y R. Marottoli, “Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 43, núm. 11, pp. 1214–1221, nov. 1995.
- [79] K. Koski, H. Luukinen, P. Laippala, y S. L. Kivelä, “Risk factors for major injurious falls among the home-dwelling elderly by functional abilities. A prospective population-based study”, *Gerontology*, vol. 44, núm. 4, pp. 232–238, 1998, doi: 10.1159/000022017.
- [80] S. R. Lord y J. Dayhew, “Visual risk factors for falls in older people”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 49, núm. 5, pp. 508–515, may 2001.
- [81] P. A. Stalenhoef, J. P. M. Diederiks, J. A. Knottnerus, A. D. M. Kester, y H. F. J. M. Crebolder, “A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling

- elderly: a prospective cohort study”, *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 55, núm. 11, pp. 1088–1094, nov. 2002.
- [82] F. B. Horak, “Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?”, *Age Ageing*, vol. 35 Suppl 2, pp. ii7–ii11, sep. 2006, doi: 10.1093/ageing/afl077.
- [83] A. F. Ambrose, G. Paul, y J. M. Hausdorff, “Risk factors for falls among older adults: A review of the literature”, *Maturitas*, vol. 75, núm. 1, pp. 51–61, may 2013, doi: 10.1016/j.maturitas.2013.02.009.
- [84] V. C. Chang y M. T. Do, “Risk Factors for Falls Among Seniors: Implications of Gender”, *Am. J. Epidemiol.*, vol. 181, núm. 7, pp. 521–531, abr. 2015, doi: 10.1093/aje/kwu268.
- [85] M. Fernández, C. Valbuena, y C. Natal, “Riesgo de caídas asociado al consumo de medicamentos en la población anciana”, *J. Healthc. Qual. Res.*, vol. 33, núm. 2, pp. 105–108, mar. 2018, doi: 10.1016/j.cali.2017.12.007.
- [86] M. E. Tinetti, M. Speechley, y S. F. Ginter, “Risk factors for falls among elderly persons living in the community”, *N. Engl. J. Med.*, vol. 319, núm. 26, pp. 1701–1707, dic. 1988, doi: 10.1056/NEJM198812293192604.
- [87] M. C. Nevitt, S. R. Cummings, S. Kidd, y D. Black, “Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study”, *JAMA*, vol. 261, núm. 18, pp. 2663–2668, may 1989.
- [88] L. Z. Rubenstein, “Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention”, *Age Ageing*, vol. 35 Suppl 2, pp. ii37–ii41, sep. 2006, doi: 10.1093/ageing/afl084.
- [89] K. C. Moylan y E. F. Binder, “Falls in older adults: risk assessment, management and prevention”, *Am. J. Med.*, vol. 120, núm. 6, p. 493.e1–6, jun. 2007, doi: 10.1016/j.amjmed.2006.07.022.
- [90] K. Delbaere, J. C. T. Close, H. Brodaty, P. Sachdev, y S. R. Lord, “Determinants of disparities between perceived and physiological risk of falling among elderly people: cohort study”, *BMJ*, vol. 341, p. c4165, ago. 2010, doi: 10.1136/bmj.c4165.
- [91] A. C. Grundstrom, C. E. Guse, y P. M. Layde, “Risk factors for falls and fall-related injuries in adults 85 years of age and older”, *Arch. Gerontol. Geriatr.*, vol. 54, núm. 3, pp. 421–428, may 2012, doi: 10.1016/j.archger.2011.06.008.
- [92] C. Gaxatte *et al.*, “Alcohol and psychotropic drugs: risk factors for orthostatic hypotension in elderly fallers”, *J. Hum. Hypertens.*, vol. 31, núm. 4, pp. 299–304, abr. 2017, doi: 10.1038/jhh.2013.82.
- [93] C. Lukaszuk *et al.*, “Risk factors for falls among older Aboriginal and Torres Strait Islander people in urban and regional communities”, *Australas. J. Ageing*, vol. 37, núm. 2, pp. 113–119, jun. 2018, doi: 10.1111/ajag.12481.
- [94] A. J. Campbell, M. J. Borrie, y G. F. Spears, “Risk Factors for Falls in a Community-Based Prospective Study of People 70 Years and Older”, *J. Gerontol.*, vol. 44, núm. 4, pp. M112–M117, jul. 1989, doi: 10.1093/geronj/44.4.M112.
- [95] K. Hill, J. Schwarz, L. Flicker, y S. Carroll, “Falls among healthy, community-dwelling, older women: a prospective study of frequency, circumstances, consequences and prediction accuracy”, *Aust. N. Z. J. Public Health*, vol. 23, núm. 1, pp. 41–48, feb. 1999.
- [96] M. M.-S. Kwan, J. C. T. Close, A. K. W. Wong, y S. R. Lord, “Falls incidence, risk factors, and consequences in Chinese older people: a systematic review”, *J. Am.*

- Geriatr. Soc.*, vol. 59, núm. 3, pp. 536–543, mar. 2011, doi: 10.1111/j.1532-5415.2010.03286.x.
- [97] M. Stenhagen, H. Ekström, E. Nordell, y S. Elmståhl, “Falls in the general elderly population: a 3- and 6- year prospective study of risk factors using data from the longitudinal population study ‘Good ageing in Skane’”, *BMC Geriatr.*, vol. 13, núm. 1, p. 81, ago. 2013, doi: 10.1186/1471-2318-13-81.
- [98] E. Tuunainen, J. Rasku, P. Jäntti, y I. Pyykkö, “Risk factors of falls in community dwelling active elderly”, *Auris. Nasus. Larynx*, vol. 41, núm. 1, pp. 10–16, feb. 2014, doi: 10.1016/j.anl.2013.05.002.
- [99] T. Gazibara *et al.*, “Falls, risk factors and fear of falling among persons older than 65 years of age”, *Psychogeriatrics*, vol. 17, núm. 4, pp. 215–223, jul. 2017, doi: 10.1111/psyg.12217.
- [100] J. L. O’Loughlin, Y. Robitaille, J.-F. Boivin, y S. Suissa, “Incidence of and Risk Factors for Falls and Injurious Falls among the Community-dwelling Elderly”, *Am. J. Epidemiol.*, vol. 137, núm. 3, pp. 342–354, feb. 1993, doi: 10.1093/oxfordjournals.aje.a116681.
- [101] W. C. Graafmans, M. E. Ooms, H. M. Hofstee, P. D. Bezemer, L. M. Bouter, y P. Lips, “Falls in the elderly: a prospective study of risk factors and risk profiles”, *Am. J. Epidemiol.*, vol. 143, núm. 11, pp. 1129–1136, jun. 1996.
- [102] S. Deandrea, F. Bravi, F. Turati, E. Lucenteforte, C. La Vecchia, y E. Negri, “Risk factors for falls in older people in nursing homes and hospitals. A systematic review and meta-analysis”, *Arch. Gerontol. Geriatr.*, vol. 56, núm. 3, pp. 407–415, jun. 2013, doi: 10.1016/j.archger.2012.12.006.
- [103] A. Bergland y T. B. Wyller, “Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home”, *Inj. Prev. J. Int. Soc. Child Adolesc. Inj. Prev.*, vol. 10, núm. 5, pp. 308–313, oct. 2004, doi: 10.1136/ip.2003.004721.
- [104] A. Ozcan, H. Donat, N. Gelecek, M. Ozdirenc, y D. Karadibak, “The relationship between risk factors for falling and the quality of life in older adults”, *BMC Public Health*, vol. 5, p. 90, ago. 2005, doi: 10.1186/1471-2458-5-90.
- [105] T. J. Buracchio *et al.*, “Executive function predicts risk of falls in older adults without balance impairment”, *BMC Geriatr.*, vol. 11, núm. 1, p. 74, nov. 2011, doi: 10.1186/1471-2318-11-74.
- [106] C. R. Gale, C. Cooper, y A. Aihie Sayer, “Prevalence and risk factors for falls in older men and women: The English Longitudinal Study of Ageing”, *Age Ageing*, vol. 45, núm. 6, pp. 789–794, nov. 2016, doi: 10.1093/ageing/afw129.
- [107] H. Zhou, K. Peng, A. Tiedemann, J. Peng, y C. Sherrington, “Risk factors for falls among older community dwellers in Shenzhen, China”, *Inj. Prev.*, p. injuryprev-2017-042597, feb. 2018, doi: 10.1136/injuryprev-2017-042597.
- [108] D. A. Butt, M. Mamdani, P. C. Austin, K. Tu, T. Gomes, y R. H. Glazier, “The risk of falls on initiation of antihypertensive drugs in the elderly”, *Osteoporos. Int.*, vol. 24, núm. 10, pp. 2649–2657, oct. 2013, doi: 10.1007/s00198-013-2369-7.
- [109] S. Muraki *et al.*, “Risk factors for falls in a longitudinal population-based cohort study of Japanese men and women: The ROAD Study”, *Bone*, vol. 52, núm. 1, pp. 516–523, ene. 2013, doi: 10.1016/j.bone.2012.10.020.
- [110] Y. Agrawal, J. P. Carey, C. C. Della Santina, M. C. Schubert, y L. B. Minor, “Disorders of balance and vestibular function in US adults: data from the National Health and

- Nutrition Examination Survey, 2001-2004”, *Arch. Intern. Med.*, vol. 169, núm. 10, pp. 938–944, may 2009, doi: 10.1001/archinternmed.2009.66.
- [111] F. F. Ganança, J. Maria, C. F. Ganança, H. Caovilla, M. M. Ganança, y O. L. M. Cruz, “Elderly falls associated with benign paroxysmal positional vertigo”, *Braz. J. Otorhinolaryngol.*, p. 8, 2010.
- [112] S. R. Lord, H. B. Menz, y C. Sherrington, “Home environment risk factors for falls in older people and the efficacy of home modifications”, *Age Ageing*, vol. 35 Suppl 2, pp. ii55–ii59, sep. 2006, doi: 10.1093/ageing/afl088.
- [113] V. Gupta y L. A. Lipsitz, “Orthostatic hypotension in the elderly: diagnosis and treatment”, *Am. J. Med.*, vol. 120, núm. 10, pp. 841–847, oct. 2007, doi: 10.1016/j.amjmed.2007.02.023.
- [114] S. G. Leveille, J. Bean, K. Bandeen-Roche, R. Jones, M. Hochberg, y J. M. Guralnik, “Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 50, núm. 4, pp. 671–678, abr. 2002.
- [115] H. C. Janssen, M. M. Samson, y H. J. Verhaar, “Vitamin D deficiency, muscle function, and falls in elderly people”, *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 75, núm. 4, pp. 611–615, abr. 2002, doi: 10.1093/ajcn/75.4.611.
- [116] F. Li, K. J. Fisher, P. Harmer, E. McAuley, y N. L. Wilson, “Fear of Falling in Elderly Persons: Association With Falls, Functional Ability, and Quality of Life”, *J. Gerontol. Ser. B*, vol. 58, núm. 5, pp. P283–P290, sep. 2003, doi: 10.1093/geronb/58.5.P283.
- [117] L. Mosekilde, “Vitamin D and the elderly”, *Clin. Endocrinol. (Oxf.)*, vol. 62, núm. 3, pp. 265–281, 2005, doi: 10.1111/j.1365-2265.2005.02226.x.
- [118] A. Björk *et al.*, “Variations in the vitamin D receptor gene are not associated with measures of muscle strength, physical performance, or falls in elderly men. Data from MrOS Sweden”, *J. Steroid Biochem. Mol. Biol.*, vol. 187, pp. 160–165, mar. 2019, doi: 10.1016/j.jsbmb.2018.11.014.
- [119] K. Michaëlsson, H. Melhus, H. Ferm, A. Ahlbom, y N. L. Pedersen, “Genetic Liability to Fractures in the Elderly”, *Arch. Intern. Med.*, vol. 165, núm. 16, pp. 1825–1830, sep. 2005, doi: 10.1001/archinte.165.16.1825.
- [120] K. Aoyagi, P. D. Ross, J. W. Davis, R. D. Wasnich, T. Hayashi, y T.-I. Takemoto, “Falls Among Community-Dwelling Elderly in Japan”, *J. Bone Miner. Res.*, vol. 13, núm. 9, pp. 1468–1474, 1998, doi: 10.1359/jbmr.1998.13.9.1468.
- [121] T. M. Gill, C. S. Williams, y M. E. Tinetti, “Environmental hazards and the risk of nonsyncopal falls in the homes of community-living older persons”, *Med. Care*, vol. 38, núm. 12, pp. 1174–1183, dic. 2000.
- [122] E. W. Peterson, C. C. Cho, L. von Koch, y M. L. Finlayson, “Injurious Falls Among Middle Aged and Older Adults With Multiple Sclerosis”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, núm. 6, pp. 1031–1037, jun. 2008, doi: 10.1016/j.apmr.2007.10.043.
- [123] H. Stolze, S. Klebe, C. Zechlin, C. Baecker, L. Friege, y G. Deuschl, “Falls in frequent neurological diseases”, *J. Neurol.*, vol. 251, núm. 1, pp. 79–84, ene. 2004, doi: 10.1007/s00415-004-0276-8.
- [124] Y. Dionyssiotis, “Analyzing the problem of falls among older people”, *Int. J. Gen. Med.*, vol. 5, pp. 805–813, sep. 2012, doi: 10.2147/IJGM.S32651.
- [125] C. P. Iglesias, A. Manca, y D. J. Torgerson, “The health-related quality of life and cost implications of falls in elderly women”, *Osteoporos. Int.*, vol. 20, núm. 6, p. 869, oct. 2008, doi: 10.1007/s00198-008-0753-5.

- [126] S. W. Parry, N. Steen, S. R. Galloway, R. A. Kenny, y J. Bond, “Falls and confidence related quality of life outcome measures in an older British cohort”, *Postgrad. Med. J.*, vol. 77, núm. 904, pp. 103–108, feb. 2001, doi: 10.1136/pmj.77.904.103.
- [127] “OMS | Envejecimiento”, *WHO*. <https://www.who.int/topics/ageing/es/> (consultado jun. 21, 2020).
- [128] O. Beauchet, B. Fantino, G. Allali, S. W. Muir, M. Montero-Odasso, y C. Annweiler, “Timed Up and Go test and risk of falls in older adults: a systematic review”, *J. Nutr. Health Aging*, vol. 15, núm. 10, pp. 933–938, dic. 2011.
- [129] V. V. Pereira, R. A. Maia, y S. M. C. de A. Silva, “The functional assessment Berg Balance Scale is better capable of estimating fall risk in the elderly than the posturographic Balance Stability System”, *Arq. Neuropsiquiatr.*, vol. 71, núm. 1, pp. 5–10, ene. 2013.
- [130] “Romberg Test”, *Physiopedia*. https://www.physio-pedia.com/Romberg_Test (consultado oct. 30, 2019).
- [131] Anthony J. Busti, “Romberg Test: Physical Exam”, *Evidence-Based Medicine Consult*. <https://www.ebmconsult.com/articles/rphysical-exam-romberg-test> (consultado oct. 30, 2019).
- [132] G. P. Jacobson, D. L. McCaslin, E. G. Piker, J. Gruenwald, S. Grantham, y L. Tegel, “Insensitivity of the ‘Romberg test of standing balance on firm and compliant support surfaces’ to the results of caloric and VEMP tests”, *Ear Hear.*, vol. 32, núm. 6, pp. e1–5, dic. 2011, doi: 10.1097/AUD.0b013e31822802bb.
- [133] U. O. Möller, J. Kristensson, P. Midlöv, C. Ekdahl, y U. Jakobsson, “Predictive Validity and Cut-Off Scores in Four Diagnostic Tests for Falls – A Study in Frail Older People at Home”, *Phys. Occup. Ther. Geriatr.*, vol. 30, núm. 3, pp. 189–201, ago. 2012, doi: 10.3109/02703181.2012.694586.
- [134] R. van de B. Berg, “Bedside examination of the vestibular and ocular motor system - Level 2 How to examine the vestibular system”, en *3rd Congress of the European Academy of Neurology*, Amsterdam, The Netherlands, jun. 2017, vol. 1, p. 14.
- [135] F. Franchignoni, L. Tesio, M. T. Martino, y C. Ricupero, “Reliability of four simple, quantitative tests of balance and mobility in healthy elderly females”, *Aging Milan Italy*, vol. 10, núm. 1, pp. 26–31, feb. 1998.
- [136] A. R. Fregly y A. Graybiel, “An ataxia test battery not requiring rails”, *Aerosp. Med.*, vol. 39, núm. 3, pp. 277–282, mar. 1968.
- [137] J. I. Thomas y J. V. Lane, “A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of falls risk in frail elderly patients”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, núm. 8, pp. 1636–1640, ago. 2005, doi: 10.1016/j.apmr.2005.03.004.
- [138] S. Mathias, U. S. Nayak, y B. Isaacs, “Balance in elderly patients: the ‘get-up and go’ test”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 67, núm. 6, pp. 387–389, jun. 1986.
- [139] D. J. Rose, C. J. Jones, y N. Lucchese, “Predicting the Probability of Falls in Community-Residing Older Adults Using the 8-Foot Up-and-Go: A New Measure of Functional Mobility”, *J. Aging Phys. Act.*, vol. 10, núm. 4, pp. 466–475, oct. 2002, doi: 10.1123/japa.10.4.466.
- [140] M. Mancini, “The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits”, p. 17, 2011.
- [141] E. Barry, R. Galvin, C. Keogh, F. Horgan, y T. Fahey, “Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review

- and meta- analysis”, *BMC Geriatr.*, vol. 14, p. 14, feb. 2014, doi: 10.1186/1471-2318-14-14.
- [142] M. E. Tinetti, “Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 34, núm. 2, pp. 119–126, feb. 1986.
- [143] “Tinetti test”, *Physiopedia*. https://www.physio-pedia.com/Tinetti_test (consultado may 18, 2018).
- [144] K. O. Berg, S. L. Wood-Dauphinee, J. I. Williams, y B. Maki, “Measuring balance in the elderly: validation of an instrument.”, *Can. J. Public Health Rev. Can. Sante Publique*, vol. 83 Suppl 2, pp. S7-11, 1992.
- [145] S. Bennie, K. Bruner, A. Dizon, H. Fritz, B. Goodman, y S. Peterson, “Measurements of Balance: Comparison of the Timed ‘Up and Go’ Test and Functional Reach Test with the Berg Balance Scale”, *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 15, núm. 2, pp. 93–97, 2003, doi: 10.1589/jpts.15.93.
- [146] L. K. Boulgarides, S. M. McGinty, J. A. Willett, y C. W. Barnes, “Use of Clinical and Impairment-Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults”, *Phys. Ther.*, vol. 83, núm. 4, pp. 328–339, abr. 2003, doi: 10.1093/ptj/83.4.328.
- [147] T. M. Steffen, T. A. Hacker, y L. Mollinger, “Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds”, *Phys. Ther.*, vol. 82, núm. 2, pp. 128–137, feb. 2002, doi: 10.1093/ptj/82.2.128.
- [148] S.-H. Park y Y.-S. Lee, “The Diagnostic Accuracy of the Berg Balance Scale in Predicting Falls”, *West. J. Nurs. Res.*, vol. 39, núm. 11, pp. 1502–1525, nov. 2017, doi: 10.1177/0193945916670894.
- [149] G. M. Santos, A. C. S. Souza, J. F. Virtuoso, G. M. S. Tavares, y G. Z. Mazo, “Predictive values at risk of falling in physically active and no active elderly with Berg Balance Scale”, *Braz. J. Phys. Ther.*, vol. 15, núm. 2, pp. 95–101, abr. 2011, doi: 10.1590/S1413-35552011000200003.
- [150] P. D. Neuls *et al.*, “Usefulness of the Berg Balance Scale to Predict Falls in the Elderly”, *J. Geriatr. Phys. Ther.*, vol. 34, núm. 1, pp. 3–10, mar. 2011, doi: 10.1097/JPT.0b013e3181ff2b0e.
- [151] P. W. Duncan, S. Studenski, J. Chandler, y B. Prescott, “Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans”, *J. Gerontol.*, vol. 47, núm. 3, pp. M93-98, may 1992.
- [152] D. J. Eagle, S. Salama, D. Whitman, L. A. Evans, E. Ho, y J. Olde, “Comparison of three instruments in predicting accidental falls in selected inpatients in a general teaching hospital”, *J. Gerontol. Nurs.*, vol. 25, núm. 7, pp. 40–45, jul. 1999, doi: 10.3928/0098-9134-19990701-14.
- [153] L. E. Powell y A. M. Myers, “The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale”, *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 50A, núm. 1, pp. M28–M34, ene. 1995, doi: 10.1093/gerona/50A.1.M28.
- [154] J. A. Moiz *et al.*, “Activities-specific balance confidence scale for predicting future falls in Indian older adults”, *Clin. Interv. Aging*, vol. 12, pp. 645–651, abr. 2017, doi: 10.2147/CIA.S133523.
- [155] A. P. Marques, Y. C. Mendes, U. Taddei, C. A. B. Pereira, y A. Assumpção, “Brazilian-Portuguese translation and cross cultural adaptation of the activities-specific balance confidence (ABC) scale”, *Braz. J. Phys. Ther.*, vol. 17, núm. 2, pp. 170–178, abr. 2013, doi: 10.1590/S1413-35552012005000072.

- [156] A. Shumway-Cook y M. H. Woollacott, *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [157] A. Shumway-Cook, S. Brauer, y M. Woollacott, “Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test”, *Phys. Ther.*, vol. 80, núm. 9, pp. 896–903, sep. 2000, doi: 10.1093/ptj/80.9.896.
- [158] A. Shumway-Cook, M. Baldwin, N. L. Polissar, y W. Gruber, “Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults”, *Phys. Ther.*, vol. 77, núm. 8, pp. 812–819, ago. 1997, doi: 10.1093/ptj/77.8.812.
- [159] T. Herman, N. Inbar-Borovsky, M. Brozgol, N. Giladi, y J. M. Hausdorff, “The Dynamic Gait Index in Healthy Older Adults: The Role of Stair Climbing, Fear of Falling and Gender”, *Gait Posture*, vol. 29, núm. 2, pp. 237–241, feb. 2009, doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.013.
- [160] S. R. Lord y R. D. Clark, “Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people”, *Gerontology*, vol. 42, núm. 4, pp. 199–203, 1996, doi: 10.1159/000213793.
- [161] S. R. Lord, H. B. Menz, y A. Tiedemann, “A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention”, *Phys. Ther.*, vol. 83, núm. 3, pp. 237–252, mar. 2003.
- [162] D. K. Singh, S. G. Pillai, S. T. Tan, C. C. Tai, y S. Shahar, “Association between physiological falls risk and physical performance tests among community-dwelling older adults”, *Clin. Interv. Aging*, vol. 10, pp. 1319–1326, ago. 2015, doi: 10.2147/CIA.S79398.
- [163] D. Oliver, M. Britton, P. Seed, F. C. Martin, y A. H. Hopper, “Development and evaluation of evidence based risk assessment tool (STRATIFY) to predict which elderly inpatients will fall: case-control and cohort studies”, *BMJ*, vol. 315, núm. 7115, pp. 1049–1053, oct. 1997, doi: 10.1136/bmj.315.7115.1049.
- [164] K. Milisen *et al.*, “Fall prediction in inpatients by bedside nurses using the St. Thomas’s Risk Assessment Tool in Falling Elderly Inpatients (STRATIFY) instrument: a multicenter study”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 55, núm. 5, pp. 725–733, may 2007, doi: 10.1111/j.1532-5415.2007.01151.x.
- [165] M. Vassallo, R. Stockdale, J. C. Sharma, R. Briggs, y S. Allen, “A comparative study of the use of four fall risk assessment tools on acute medical wards”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 53, núm. 6, pp. 1034–1038, jun. 2005, doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.53316.x.
- [166] CDC STEADI, “Algorithm for Fall Risk Screening, Assessment, and Intervention”, 17d. C. <https://www.cdc.gov/steady/pdf/STEADI-Algorithm-508.pdf>.
- [167] C. M. Casey, E. M. Parker, G. Winkler, X. Liu, G. H. Lambert, y E. Eckstrom, “Lessons Learned From Implementing CDC’s STEADI Falls Prevention Algorithm in Primary Care”, *The Gerontologist*, abr. 2016, doi: 10.1093/geront/gnw074.
- [168] M. C. Lohman, R. S. Crow, P. R. DiMilia, E. J. Nicklett, M. L. Bruce, y J. A. Batsis, “Operationalization and Validation of the Stopping Elderly Accidents, Deaths, and Injuries (STEADI) Fall Risk Algorithm in a Nationally Representative Sample”, *J. Epidemiol. Community Health*, vol. 71, núm. 12, pp. 1191–1197, dic. 2017, doi: 10.1136/jech-2017-209769.
- [169] J. Ju *et al.*, “Evaluation of the reliability and validity for X16 balance testing scale for the elderly”, *BMC Geriatr.*, vol. 18, núm. 1, p. 112, may 2018, doi: 10.1186/s12877-018-0803-6.

- [170]“Force Plate | Standard + Portable Force Plates for Research and Analysis of Gait, Balance, and Sports Performance | AMTI products”. <http://www.amti.biz/fps-guide.aspx> (consultado may 29, 2017).
- [171]“Motion & Gait Analysis Products | Kistler”. https://www.kistler.com/us/en/products/products-by-applications/motion-gait-analysis-products/#large_force_plate_for_research_and_sports_9287_c (consultado may 29, 2017).
- [179]“Biodex Medical System™ SD - Balance - Physical Medicine | Biodex”. <http://www.biodex.com/physical-medicine/products/balance/balance-system-sd> (consultado may, 2018).
- [173]J. M. Leach, M. Mancini, R. J. Peterka, T. L. Hayes, y F. B. Horak, “Validating and calibrating the Nintendo Wii balance board to derive reliable center of pressure measures”, *Sensors*, vol. 14, núm. 10, pp. 18244–18267, sep. 2014, doi: 10.3390/s141018244.
- [174]R. A. Clark, A. L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, y M. Hunt, “Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance”, *Gait Posture*, vol. 31, núm. 3, pp. 307–310, mar. 2010, doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.11.012.
- [175]A. Huurnink, D. P. Fransz, I. Kingma, y J. H. van Dieën, “Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks”, *J. Biomech.*, vol. 46, núm. 7, pp. 1392–1395, abr. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.018.
- [176]W. Young, S. Ferguson, S. Brault, y C. Craig, “Assessing and training standing balance in older adults: a novel approach using the ‘Nintendo Wii’ Balance Board”, *Gait Posture*, vol. 33, núm. 2, pp. 303–305, feb. 2011, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.10.089.
- [177]J. D. Holmes, M. E. Jenkins, A. M. Johnson, M. A. Hunt, y R. A. Clark, “Validity of the Nintendo Wii® balance board for the assessment of standing balance in Parkinson’s disease”, *Clin. Rehabil.*, vol. 27, núm. 4, pp. 361–366, abr. 2013, doi: 10.1177/0269215512458684.
- [178]M. G. Jørgensen, U. Laessoe, C. Hendriksen, O. B. F. Nielsen, y P. Aagaard, “Intrater reproducibility and validity of Nintendo Wii balance testing in community-dwelling older adults”, *J. Aging Phys. Act.*, vol. 22, núm. 2, pp. 269–275, abr. 2014, doi: 10.1123/japa.2012-0310.
- [179]R. Eguchi y M. Takahashi, “Validity of the Nintendo Wii Balance Board for kinetic gait analysis”, *Appl. Sci. Switz.*, vol. 8, núm. 2, p. 285, feb. 2018, doi: 10.3390/app8020285.
- [180]R. A. Clark, B. F. Mentiplay, Y.-H. Pua, y K. J. Bower, “Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review”, *Gait Posture*, vol. 61, pp. 40–54, dic. 2017, doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.022.
- [181]Á. G. Estévez-Pedraza, R. Martínez-Méndez, O. Portillo-Rodríguez, y L. Parra-Rodríguez, “Portable Device for the Measurement and Assessment of the Human Equilibrium”, *Ann. Biomed. Eng.*, oct. 2020, doi: 10.1007/s10439-020-02630-w.
- [182]A. V. Oppenheim y R. W. Schafer, *Tratamiento de señales en tiempo discreto*. Pearson Educación, 2011.
- [183]K. Le Clair y C. Riach, “Postural stability measures: what to measure and for how long”, *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 11, núm. 3, pp. 176–178, abr. 1996.

- [184]R. J. Doyle, E. T. Hsiao-Wecksler, B. G. Ragan, y K. S. Rosengren, “Generalizability of center of pressure measures of quiet standing”, *Gait Posture*, vol. 25, núm. 2, pp. 166–171, feb. 2007, doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.03.004.
- [185]G. Grimaldi y M. Manto, *Mechanisms and Emerging Therapies in Tremor Disorders*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [186]T. G. i Saltiveri, J. L. Vidal, y J. J. C. Delgado, *Diseño de sistemas interactivos centrados en el usuario*. Editorial UOC, 2011.
- [187]“3Ollin - Aplicaciones en Google Play”. <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.inger.a3ollin&hl=es> (consultado jun. 21, 2020).
- [188]C. L. B. Solís, S. G. Arrijoja, y A. O. Manzano, “Índice de Barthel (IB): Un instrumento esencial para la evaluación funcional y la rehabilitación”, p. 6, 2005.
- [189]S. R. de Beaman *et al.*, “Validation of a Modified Version of the Mini-Mental State Examination (MMSE) in Spanish”, *Aging Neuropsychol. Cogn.*, vol. 11, núm. 1, pp. 1–11, mar. 2004, doi: 10.1076/anec.11.1.1.29366.
- [190]C. García-Pastor y G. A. Álvarez-Solís, “The Romberg test and Moritz Heinrich Romberg”, *ResearchGate*, vol. 15, núm. 1, pp. 31–35.
- [191]K. A. McMichael, J. Vander Bilt, L. Lavery, E. Rodriguez, y M. Ganguli, “Simple Balance and Mobility Tests Can Assess Falls Risk When Cognition Is Impaired”, *Geriatr. Nurs. N. Y. N.*, vol. 29, núm. 5, pp. 311–323, 2008, doi: 10.1016/j.gerinurse.2007.10.016.
- [192]J. O. Nnodim y R. L. Yung, “Balance and its Clinical Assessment in Older Adults - A Review”, *J. Geriatr. Med. Gerontol.*, vol. 1, núm. 1, 2015, doi: 10.23937/2469-5858/1510003.
- [193]C. Z. Ma, A. H. P. Wan, D. W. C. Wong, Y.-P. Zheng, y W. C. C. Lee, “Improving postural control using a portable plantar pressure-based vibrotactile biofeedback system”, en *2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, dic. 2014, pp. 855–860, doi: 10.1109/IECBES.2014.7047632.
- [197]F. Sgrò, D. Licari, R. Coppola, y M. Lipoma, “Assessment of balance abilities in elderly people by means of a clinical test and a low-cost force plate”, *Kinesiol. Int. J. Fundam. Appl. Kinesiol.*, vol. 47, núm. 1, pp. 33–43, jun. 2015.
- [195]B. A. Springer, R. Marin, T. Cyhan, H. Roberts, y N. W. Gill, “Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed”, *J. Geriatr. Phys. Ther. 2001*, vol. 30, núm. 1, pp. 8–15, 2007.
- [196]A. Rodríguez-Molinero *et al.*, “A two-question tool to assess the risk of repeated falls in the elderly”, *PLOS ONE*, vol. 12, núm. 5, p. e0176703, may 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0176703.
- [197]C.-J. Chang, Y.-S. Chang, y S.-W. Yang, “Using single leg standing time to predict the fall risk in elderly”, *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2013, pp. 7456–7458, 2013, doi: 10.1109/EMBC.2013.6611282.
- [198]Á. G. Estévez Pedraza, “Diseño y construcción de un dispositivo portátil para medición del centro de presión del cuerpo humano. UAEM M.D. Theses 109”, Maestría en Ciencias de la Ingeniería (Investigación), Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca de Lerdo, 2017.
- [199]E. Yiou, A. Hamaoui, y G. Allali, *The Contribution of Postural Adjustments to Body Balance and Motor Performance*. Frontiers Media SA, 2019.

- [200] A. Ruhe, R. Fejer, y B. Walker, “The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature”, *Gait Posture*, vol. 32, núm. 4, pp. 436–445, oct. 2010, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.
- [201] J. J. Koltermann, M. Gerber, H. Beck, y M. Beck, “Validation of Various Filters and Sampling Parameters for a COP Analysis”, *Technologies*, vol. 6, núm. 2, p. 56, jun. 2018, doi: 10.3390/technologies6020056.
- [202] J. J. Koltermann, M. Gerber, H. Beck, y M. Beck, “Validation of Different Filters for Center of Pressure Measurements by a Cross-Section Study”, *Technologies*, vol. 7, núm. 4, p. 68, dic. 2019, doi: 10.3390/technologies7040068.
- [203] G. Nagymáté, Z. Orlovits, y R. M. Kiss, “Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set”, *PLOS ONE*, vol. 13, núm. 4, p. e0195995, abr. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0195995.
- [204] V. S. Stel, J. H. Smit, S. M. F. Pluijm, y P. Lips, “Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons”, *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 56, núm. 7, pp. 659–668, jul. 2003.
- [205] J. Howcroft, E. D. Lemaire, J. Kofman, y W. E. McIlroy, “Elderly fall risk prediction using static posturography”, *PLOS ONE*, vol. 12, núm. 2, p. e0172398, feb. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0172398.
- [206] M. Piirtola y P. Era, “Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review”, *Gerontology*, vol. 52, núm. 1, pp. 1–16, 2006, doi: 10.1159/000089820.
- [207] S. Pajala, P. Era, M. Koskenvuo, J. Kaprio, T. Törmäkangas, y T. Rantanen, “Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years”, *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 63, núm. 2, pp. 171–178, feb. 2008.
- [208] M. A. M. González, A. S. Villegas, y F. J. F. Fajardo, *Bioestadística amigable*. Editorial Díaz de Santos, S.A., 2006.
- [209] J.-O. Kim, G. S. of N. S. Wales, O. Ahtola, P. E. Spector, y C. W. Mueller, *Introduction to Factor Analysis: What It Is and How To Do It*. SAGE, 1978.
- [210] K. Hajian-Tilaki, “Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve Analysis for Medical Diagnostic Test Evaluation”, *Casp. J. Intern. Med.*, vol. 4, núm. 2, pp. 627–635, 2013.
- [211] R. Kumar y A. Indrayan, “Receiver operating characteristic (ROC) curve for medical researchers”, *Indian Pediatr.*, vol. 48, núm. 4, pp. 277–287, abr. 2011, doi: 10.1007/s13312-011-0055-4.
- [212] R. Fluss, D. Faraggi, y B. Reiser, “Estimation of the Youden Index and its Associated Cutoff Point”, *Biom. J.*, vol. 47, núm. 4, pp. 458–472, 2005, doi: 10.1002/bimj.200410135.
- [213] G. J. Vizcaíno-Salazar, “Importancia del cálculo de la sensibilidad, la especificidad y otros parámetros estadísticos en el uso de las pruebas de diagnóstico clínico y de laboratorio”, *Med. Lab.*, vol. 23, núm. 7–8, Art. núm. 7–8, jul. 2017, doi: 10.36384/01232576.34.
- [214] R. A. Clark, A. L. Bryant, Y. Pua, P. McCrory, K. Bennell, y M. Hunt, “Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance”, *Gait Posture*, vol. 31, núm. 3, pp. 307–310, mar. 2010, doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.11.012.
- [215] T. B. Weaver, C. Ma, y A. C. Laing, “Use of the Nintendo Wii Balance Board for Studying Standing Static Balance Control: Technical Considerations, Force-Plate

- Congruency, and the Effect of Battery Life”, *J. Appl. Biomech.*, vol. 33, núm. 1, pp. 48–55, feb. 2017, doi: 10.1123/jab.2015-0295.
- [216] G. Pagnacco, E. Oggero, y C. H. G. Wright, “Biomedical instruments versus toys: a preliminary comparison of force platforms and the nintendo wii balance board - biomed 2011”, *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 47, pp. 12–17, 2011.
- [217] B. J. Vellas, S. J. Wayne, L. Romero, R. N. Baumgartner, L. Z. Rubenstein, y P. J. Garry, “One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons”, *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 45, núm. 6, pp. 735–738, jun. 1997, doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x.
- [218] M. R. Oliveira *et al.*, “One-legged stance sway of older adults with and without falls”, *PLOS ONE*, vol. 13, núm. 9, p. e0203887, sep. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0203887.
- [219] P. A. Garcia, J. M. D. Dias, S. L. A. Silva, y R. C. Dias, “Prospective monitoring and self-report of previous falls among older women at high risk of falls and fractures: a study of comparison and agreement”, *Braz. J. Phys. Ther.*, vol. 19, núm. 3, pp. 218–226, 2015, doi: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0095.
- [220] B.-C. Kwok, R. A. Clark, y Y.-H. Pua, “Novel use of the Wii Balance Board to prospectively predict falls in community-dwelling older adults”, *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 30, núm. 5, pp. 481–484, jun. 2015, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.006.
- [221] J. Audiffren, I. Bargiotas, N. Vayatis, P.-P. Vidal, y D. Ricard, “A Non Linear Scoring Approach for Evaluating Balance: Classification of Elderly as Fallers and Non-Fallers”, *PLOS ONE*, vol. 11, núm. 12, p. e0167456, dic. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0167456.
- [222] J. Howcroft, E. D. Lemaire, J. Kofman, y W. E. McIlroy, “Elderly fall risk prediction using static posturography”, *PloS One*, vol. 12, núm. 2, p. e0172398, 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0172398.
- [223] P. C. Fino, A. R. Mojdehi, K. Adjerid, M. Habibi, T. E. Lockhart, y S. D. Ross, “Comparing Postural Stability Entropy Analyses to Differentiate Fallers and Non-fallers”, *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, núm. 5, pp. 1636–1645, may 2016, doi: 10.1007/s10439-015-1479-0.
- [224] M. R. Oliveira *et al.*, “One-legged stance sway of older adults with and without falls”, *PLoS ONE*, vol. 13, núm. 9, sep. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0203887.
- [225] D. Reilly, “Feature selection for the classification of fall-risk in older subjects: a combinational approach using static force-plate measures”, *bioRxiv*, p. 807818, oct. 2019, doi: 10.1101/807818.
- [226] K. L. Hsieh, K. L. Roach, D. A. Wajda, y J. J. Sosnoff, “Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults”, *Gait Posture*, vol. 67, pp. 160–165, ene. 2019, doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.005.
- [227] Á. G. Estévez-Pedraza, R. Martínez-Méndez, O. Portillo-Rodríguez, J. Rodríguez-Arce, y L. Parra-Rodríguez, “Portable electronic device to assess the human balance using a minimum number of sensors”, *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 6, núm. 1, p. 015027, ene. 2020, doi: 10.1088/2057-1976/ab6858.
- [228] “Repository of WBB-CoP by AGEP”, *GitHub*, abr. 2020. <https://github.com/Gabriel-BIM/WBB-CoP> (consultado may. 10, 2020).
- [229] C.-W. Huang, P.-D. Sue, M. Abbod, B. Jiang, y J.-S. Shieh, “Measuring Center of Pressure Signals to Quantify Human Balance Using Multivariate Multiscale Entropy by

- Designing a Force Platform”, *Sensors*, vol. 13, núm. 8, pp. 10151–10166, ago. 2013, doi: 10.3390/s130810151.
- [230]P. G. Morasso, G. Spada, y R. Capra, “Computing the COM from the COP in postural sway movements”, *Hum. Mov. Sci.*, vol. 18, núm. 6, pp. 759–767, dic. 1999, doi: 10.1016/S0167-9457(99)00039-1.
- [231]K. S. Riedel y A. Sidorenko, “Minimum bias multiple taper spectral estimation”, *IEEE Trans. Signal Process.*, vol. 43, núm. 1, pp. 188–195, ene. 1995, doi: 10.1109/78.365298.

Apéndice A.

INDICES DEL COP

Son métricas comúnmente usadas para valorar el equilibrio del cuerpo humano [64]. Están clasificados en temporales, de área, híbridos y frecuenciales. Para calcularlos se necesita de cada par de puntos (ML & AP) obtenidos en las evaluaciones, además del cálculo de la distancia resultante (RD), el cual representa el vector distancia de la media del CoP para cada par de puntos antes mencionados. Este valor se obtiene a partir de la ecuación 8. Es importante mencionar que en todas las fórmulas donde aparece la variable “n”, se hace referencia al índice actual de la muestra, mientras que “N” es el total de muestras en el análisis.

$$RD[n] = [AP[n]^2 + ML[n]^2]^{\frac{1}{2}} \quad (8)$$

Las series temporales del CoP se filtran al rango de frecuencias de interés para minimizar el ruido de cuantización que puede alterar inadvertidamente estos índices.

Índices en el dominio del tiempo.

Estas estiman los índices asociados con cada uno de los desplazamientos del CoP desde un punto central del estatocinesiógrama [64], y fueron estudiados en [198].

La distancia principal (**MDIST**) es la media del vector distancia de la media del CoP para cada par de puntos M/L & A/P y representa la distancia promedio de la media de la trayectoria del CoP. Se puede calcular a partir de la ecuación 9.

$$MDIST = \frac{1}{N} \sum RD[n] \quad (9)$$

La distancia principal en dirección A/P (**MDISTAP**) es la media del valor absoluto de los valores del CoP calculados en dirección anteroposterior y representa la distancia promedio del CoP en AP desde la componente principal del CoP.

$$MDISTAP = \frac{1}{N} \sum |AP[n]| \quad (10)$$

La distancia principal en dirección mediolateral (**MDISTML**) se calcula mediante.

$$MDISTML = \frac{1}{N} \sum |ML[n]| \quad (11)$$

La distancia RMS (**RDIST**) es el valor RMS (*root mean square*) de la distancia resultante (vector distancia del CoP). Se obtiene al aplicar la ecuación 12.

$$RDIST = \left[\frac{1}{N} \sum RD[n]^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (12)$$

El valor RMS (**RDISTAP**) es la desviación estándar del valor del CoP calculado en dirección anteroposterior.

$$RDISTAP = s_{AP} = \left[\frac{1}{N} \sum AP[n]^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (13)$$

Para el valor RMS de la distancia en dirección mediolateral (**RDISTML**).

$$RDISTML = s_{ML} = \left[\frac{1}{N} \sum ML[n]^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (14)$$

El total de excursiones (**TOTEX**) es la longitud total del trazo del CoP, aproximado por la suma de las distancias entre puntos consecutivos del mismo trazo. Se calcula a partir de la ecuación 15.

$$TOTEX = \sum_{n=1}^{N-1} \sqrt{(AP[n+1] - AP[n])^2 + (ML[n+1] - ML[n])^2} \quad (15)$$

Las excursiones totales (**TOTEXAP**) es la longitud total del trazo del CoP en dirección anteroposterior, y es aproximado por la suma de las distancias entre puntos consecutivos del CoP en la misma dirección.

$$TOTEX - AP = \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n + 1] - AP[n]| \quad (16)$$

Para las excursiones totales en dirección mediolateral (**TOTEX-ML**).

$$TOTEX - ML = \sum_{n=1}^{N-1} |ML[n + 1] - ML[n]| \quad (17)$$

La velocidad principal (**MVELO**) es la velocidad promedio del CoP. Normaliza el total de excursiones al intervalo de análisis. Se calcula a partir de la ecuación 18.

$$MVELO = \frac{TOTEX}{T} \quad (18)$$

Donde:

T = Tiempo de ejecución del análisis.

La velocidad principal (**MVELOAP**) es la velocidad promedio del CoP en dirección anteroposterior.

$$MVELOAP = \frac{TOTEXAP}{T} \quad (19)$$

Y en dirección mediolateral (**MVELOML**).

$$MVELO - ML = TOTEX - \frac{ML}{T} \quad (20)$$

El rango (**RANGEAP**) es el valor absoluto de la diferencia entre el valor más pequeño y más grande en el CoP en dirección anteroposterior. Se calcula a partir de la ecuación 21.

$$RANGEAP = |AP[max] - AP[min]| \quad (21)$$

Un caso similar sucede para el rango en dirección mediolateral (**RANGEML**).

$$RANGEML = |ML[max] - ML[min]| \quad (22)$$

Índices de área.

Son métricas que estiman el área del estatocinesiógrama [64]. El área del círculo de confianza del 95% (**AREACC**) modela el área del estatocinesiógrama con un círculo que incluye aproximadamente el 95% de las distancias medias del CoP, asumiendo que estas se distribuyen normalmente. Se obtiene a partir de la ecuación 23.

$$AREACC = \pi (MDIST + z_{0.5}S_{RD}) \quad (23)$$

Donde $z_{0.5}=1.645$ es el estadístico z para un nivel de confianza del 95% y S_{RD} es la desviación estándar de las distancias resultantes, la cual se calcula con la ecuación 24.

$$S_{RD} = [RDIST^2 - MDIST^2]^{\frac{1}{2}} \quad (24)$$

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. Se obtiene a partir de la ecuación 25.

$$AREACE = 2\pi F_{0.05[2,n-2]}(S_{AP}^2 S_{ML}^2 - S_{APML}^2)^{\frac{1}{2}} \quad (25)$$

Donde $F_{0.05[2,n-2]}=3$ (muestra superior a 120 datos) es el estadístico F para un nivel de confianza del 95% para una distribución de datos bivariados. Por otra parte S_{APML} representa la covarianza de los datos en las direcciones M/L & A/P, la cual se calcula a partir de la ecuación 26.

$$S_{APML} = \frac{1}{N} \sum AP[n] ML[n] \quad (26)$$

Índices híbridos.

Estas mediciones híbridas modelan el estatocinesiograma con una combinación de índices de área y distancia.

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. Este índice es dependiente de la distancia desde la componente principal del CoP y la distancia recorrida en por todo el trazo del CoP, y puede ser conceptualizada como proporcional al producto de la distancia y la velocidad principales. Se calcula a partir de la ecuación 27.

$$AREASW = \frac{1}{2T} \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n+1]ML[n] - AP[n]ML[n+1]| \quad (27)$$

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. Se obtiene a partir de la ecuación 28:

$$MFREQ = \frac{TOTEX}{2\pi MDIST T} = \frac{MVELO}{2\pi MDIST} \quad (28)$$

Misma métrica, pero en dirección A/P (**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.

$$MFREQAP = \frac{TOTEX-AP}{4\sqrt{2} MDIST-AP T} = \frac{MVELO-AP}{4\sqrt{2} MDIST-AP} \quad (29)$$

Para la dirección mediolateral (**MFREQ-ML**).

$$MFREQML = \frac{TOTEX-ML}{4\sqrt{2} MDIST-ML T} = \frac{MVELO-ML}{4\sqrt{2} MDIST-ML} \quad (30)$$

Freitas [60] y Huang [229] señalan en su investigaciones que, en general, la frecuencia de la señal del CoP de una persona que goza de un buen equilibrio es menor a 2 Hz.

La dimensión fractal (FD) es una medida adimensional del grado con el cual una curva rellena el espacio métrico que abarca. Pietro [230] desarrolló un algoritmo para cuantificar el grado de convolución o irregularidad de curvas planares compuestas de segmentos de línea conectados. El algoritmo principal y dos variaciones fueron calculados para determinar si la utilidad de la dimensión fractal en la identificación de los cambios relacionados con la edad en la estabilidad postural, dependía de la complejidad del modelo asociado para el área encerrada por el estatocinesiógrama. Se calcula a partir de la ecuación 31.

$$FD = \frac{\log(N)}{\log\left(\frac{Nd}{TOTEX}\right)} \quad (31)$$

La letra “ d ” representa el diámetro planar de la curva, o la máxima distancia entre dos puntos de la misma. La dimensión fractal modela el área del estatocinesiógrama con un círculo de diámetro igual al rango, el cual incluye todos los puntos del trazo del CoP. La dimensión fractal generalmente sobre estima el área encerrada por el estatocinesiógrama. La discrepancia entre el área real y la modelada con el rango como el diámetro depende del grado con el cual las aberraciones transitorias ocurren en el trazo del CoP desde el centro del mismo. Este índice fue evaluado con dos estimaciones estadísticas del área del estatocinesiógrama, las cuales son estimaciones más exactas del área real que la estimación basada en el diámetro planar, estas son:

Dimensión fractal CC (FD-CC): modela el área del estatocinesiógrama con un círculo que incluye el 95% de los puntos del trazo del CoP. Esta dimensión fractal se calcula como:

$$FDCC = 2(MDIST + z_{.05}S_{RD}) \quad (32)$$

Dimensión fractal CE (FD-CE): modela el área del estatocinesiógrama con una elipse que incluye el 95% de los puntos del trazo del CoP. Para un

estatocinesiograma que es casi de forma circular, FD-CC y FD-CE están basadas en una estimación similar del área del estatocinesiograma. Las áreas atípicas, tal como los que se obtienen en una plataforma de fuerza, son modelados con este índice fractal, el cual se obtiene partir de la siguiente ecuación:

$$FDCE = [2a2b]^{\frac{1}{2}} = [8F_{.05[2,n-2]}(S_{AP}^2 + S_{ML}^2 - S_{APML}^2)]^{\frac{1}{2}} \quad (33)$$

Índices en el dominio de la frecuencia.

Son métricas que pueden caracterizar el área o la forma de la densidad espectral de potencia, la cual se puede calcular utilizando el método de *multitapers* [231] (con 8 *tapers*), el cual consiste en aplicar *tapers* ortonormales sinusoidales al conjunto de datos completo. Esto se logró *offline* con el software Matlab R2018A (MathWorks™, USA), el cual ya tiene precargada la librería para este análisis espectral. Las medidas de frecuencia fueron calculadas para el rango 0.16 a 5 Hz, que es precisamente el rango del fenómeno de la trayectoria del CoP. El sistema construido permitió una resolución en frecuencia de $\Delta f = 0.02$ Hz por lo que se analizaron los datos a partir de la muestra 8 y hasta la 240 del vector de frecuencias resultante en la estimación de la densidad espectral de potencias discreta $G[m]$. Al igual que las otras medidas, se tiene una métrica general, una en M/L y otra en A/P. Los momentos espectrales son calculados a partir de la ecuación 34.

$$\mu_k = \sum_{m=8}^{240} (m\Delta f)^k G[m] \quad (34)$$

La potencia total (**POWER**) es el área integrada del espectro de potencia, en otras palabras, es el valor cuadrado medio de la serie de puntos en M/L & A/P si se tiene en cuenta toda la potencia. Este puede estimarse cuando el valor de $k=0$ en la ecuación 35, es decir:

$$POWER = \mu_0 \quad (35)$$

La frecuencia del 50% de potencia (**POWER50**), representa la frecuencia mediana de potencia o la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el 50% de la potencia total, reportada como $u\Delta f$, donde u es el entero más cercano para este valor:

$$\sum_{m=8}^u G[m] \geq 0.5\mu_0 \quad (36)$$

La frecuencia del 95% de potencia (**POWER95**), representa el valor frecuencial por debajo de la cual se encuentra el 95% de la potencia total, reportada como $u\Delta f$, donde u es el entero más cercano para este valor:

$$\sum_{m=8}^u G[m] \geq 0.95\mu_0 \quad (37)$$

La frecuencia centroidal (**CFREQ**) es la frecuencia en la cual la masa espectral está concentrada, la cual resulta de la raíz cuadrada de la relación entre los momentos espectrales segundo y cero. También se refiere a la frecuencia de paso cero, o la tasa media de cruces por cero, que es la mitad del número medio de pasos a cero por segundo de la serie temporal. Se calcula a partir de la ecuación 38.

$$CFREQ = \left(\frac{\mu_2}{\mu_0}\right)^{\frac{1}{2}} \quad (38)$$

La dispersión de la frecuencia (**FREQD**) es una medida adimensional de la variabilidad en el contenido de frecuencia de la densidad espectral de potencia. Se puede obtener a partir de los tres primeros momentos espectrales aplicados a la ecuación 39.

$$FREQD = \left(1 - \frac{\mu_1^2}{\mu_0\mu_2}\right)^{\frac{1}{2}} \quad (39)$$



Apéndice B.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Toluca de Lerdo, a _____ de _____ del 20_____.

Título del proyecto: 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.

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: Los daños ocasionados por caídas en adultos mayores son un problema de salud, porque pueden ocasionar lesiones o fracturas que los pueden llevar a tener una discapacidad física. En este proyecto se desarrollará un sistema electrónico, que mida el riesgo que tiene usted de caerse para así diagnosticarlo oportunamente, promoviendo que permanezca activo e independiente.

Objetivo: El objetivo de este estudio de investigación es diseñar y construir un dispositivo electrónico portable para la evaluación del equilibrio, el cual tenga la capacidad de proporcionar un índice cuantitativo del riesgo de caída en personas de la tercera edad con una exactitud similar a las técnicas actuales, pero en un tiempo menor.

Beneficios: Es importante que sepa que mediante el presente estudio usted no obtendrá beneficios directos, sin embargo, 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, religión, domicilio, estado civil, entre otros.
2. Se le medirán sus signos vitales 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 tres 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.

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. 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 profesionales de la salud (médicos, enfermeras, nutriólogos y fisioterapeutas) y en cualquier momento puede hacer una pausa o dar por terminada la evaluación si así lo desea. 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. Si requiere más información sobre el proyecto de investigación póngase en contacto con los investigadores responsables del proyecto, M. en C. Ángel Gabriel Estévez Pedraza, Dr. Rigoberto Martínez Méndez, Dr. Otniel Portillo Rodríguez, Dra. Zoraida Ronzón Hernández y Dra. Lorena Parra Rodríguez, con dirección en Cerro de Coatepec s/n Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma del Estado de México con teléfono: 2140855 Ext. 1228, 1224. Correo electrónico rigo@ieee.org & ingangelestevez04@gmail.com
6. La información obtenida en este estudio sobre su identidad, así como todos los datos personales, representan información confidencial.

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.



CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ he leído y comprendo la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. **Acepto** participar de manera voluntaria en este estudio de investigación. He sido informado que no tendré que hacer gasto alguno durante el estudio, no recibiré pago por mi participación y recibiré una copia firmada y fechada de esta forma de consentimiento. La información obtenida en este estudio en especial la referente a mis datos personales, será mantenida con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores y resguardada en la Institución.

Firma del Participante o de la persona responsable o tutor

Nombre y Firma Testigo 1

Nombre y Firma Testigo 2

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.

M. en C. Ángel Gabriel Estévez Pedraza

Fecha



Apéndice C.

Cuestionario para el evaluador respecto al uso de la plataforma WBB				
CEV.1 Nombre del evaluador: _____				
	Apellido paterno	Apellido materno	Nombre (s)	
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			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.6 Encuentro la plataforma muy compleja	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.7 Pienso que la plataforma es fácil de usar	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.8 Creo que necesitaría soporte técnico para hacer uso de la plataforma	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.9 Encuentro las diversas funciones de la plataforma bien integradas	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.10 Pienso que hay demasiada inconsistencia en la plataforma	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.11 Creo que la mayoría de las personas aprenderían a hacer uso de la plataforma rápidamente	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.12 Encuentro la plataforma bastante incómoda para usar	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤
CEV.13 Me siento muy confiado en el manejo de la plataforma	En completo desacuerdo			Completamente de acuerdo
	①	②	③	④
				⑤

CEV.14 Necesité aprender muchas cosas antes de manejar la plataforma adecuadamente	<p>En completo desacuerdo Completamente de acuerdo</p> <p style="text-align: center;">① ② ③ ④ ⑤</p>
CEV.15 ¿Qué tan útil considera que es la plataforma?	<p>Inútil Muy útil</p> <p style="text-align: center;">① ② ③ ④ ⑤</p>
CEV.16 ¿Qué tan probable es que le recomiende la plataforma a un colega?	<p>Nada probable Muy probable</p> <p style="text-align: center;">① ② ③ ④ ⑤</p>
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?	<p><input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí</p> <p>¿Cuáles?: _____</p>
CEV.18 ¿Estaría dispuesto a pagar por utilizar la plataforma? En caso de que su respuesta sea afirmativa, ¿cuánto estaría dispuesto a pagar?	<p><input type="checkbox"/> 0. No <input type="checkbox"/> 1. Sí</p> <p>En caso de que sí:</p> <p><input type="checkbox"/> 0. De \$1000 a \$5000</p> <p><input type="checkbox"/> 1. De \$5000 a \$10000</p> <p><input type="checkbox"/> 2. De \$10000 a \$15000</p> <p><input type="checkbox"/> 3. De \$15000 a \$20000</p>



Apéndice D.

Manual de Usuario de la Plataforma WBB modificada

M. en C. Ángel Gabriel Estévez Pedraza.

INTRODUCCIÓN

En el presente documento se describen de manera simplificada y concreta los conceptos necesarios para realizar mediciones de equilibrio postural estático utilizando la plataforma WBB desarrollada en la Facultad de Ingeniería de la UAEMex. A partir de esta información, el sistema estimará un nivel de riesgo de caída de la persona evaluada.

DESARROLLO DE PRUEBA

REQUISITOS DE LAS PERSONAS A SER EVALUADAS

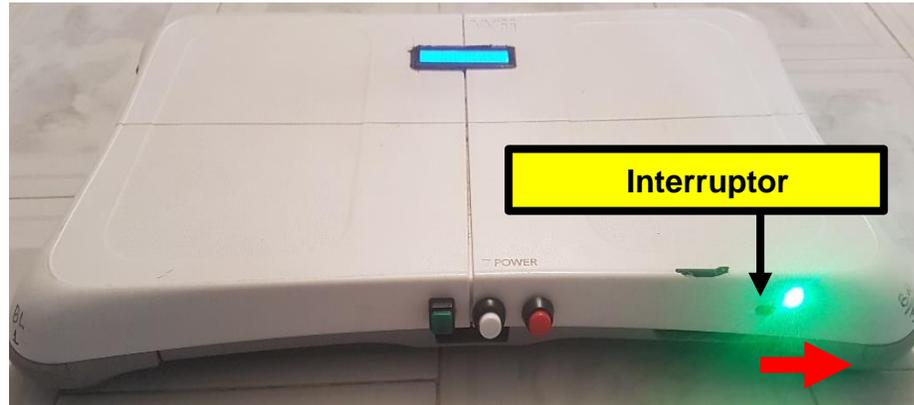
- Mayores de 60 años
- Que puedan mantener el equilibrio sobre la plataforma con los pies juntos y los brazos cruzados sobre el pecho.

ANTES DE COMENZAR UNA PRUEBA:

1. Verificar si la plataforma WBB cuenta con energía suficiente. En general se pueden seguir las siguientes pautas para asegurar esto:
 - Si la plataforma ha estado en uso por más de 4 h, reemplazar baterías. Se sugiere apagar la WBB siempre que ésta no esté en uso.
 - Si las letras en la pantalla LCD son más tenues de lo normal o bien, el sistema presenta comportamiento errático, no guarda correctamente los archivos, sustituir las baterías.
2. Cerciorarse que la memoria SD se encuentre insertada correctamente en el slot de la plataforma.
3. Verificar que no se pise sobre la memoria SD, ya que podría extraerla accidentalmente y no se guardarían los datos o se interrumpiría la prueba.



4. Si la persona utiliza algún tipo de dispositivo asistencial (bastón), el protocolo de pruebas debe ejecutarse con este.
5. Encender la plataforma. Para ello, se debe accionar el interruptor totalmente hacia la derecha, tal y como se muestra en la siguiente figura.



PROTOCOLO DE PRUEBAS:

1. Antes de subir a un paciente a la plataforma, el evaluador deberá explicar al paciente lo siguiente:
 - Que la prueba de evaluación de equilibrio dura dos minutos (1 con ojos abiertos y uno con ojos cerrados).
 - Que debe colocarse descalzo sobre la WBB, con los pies juntos, y asumiendo una postura lo más erguida posible, colocando sus brazos cruzados y con las palmas de sus manos sobre su pecho.
 - Una vez posicionado el paciente, que debe observar fijamente a un punto frente a él, justo a la altura de sus ojos y a una distancia de un metro.
2. Al encender la plataforma, se inicia un proceso interno rápido de auto calibración, que no demora más de 5 segundos en ejecutarse. Mientras este sucede, se puede apreciar el mensaje en la LCD como el siguiente:



Transcurrido ese tiempo, el sistema estará listo para iniciar una prueba, mostrando un mensaje como el de la figura. Es importante mencionar que la plataforma no iniciará una medición hasta que detecte que una persona se ha subido a la superficie de esta. Si



por alguna razón se inicia la prueba sin haber colocado a la persona sobre la superficie del sistema, o bien, no se posiciona correctamente a la persona, se deberá apagar y encender el dispositivo para comenzar de nuevo este protocolo de pruebas.



Es importante mencionar que cuando el sujeto se coloca por primera vez sobre la superficie, el sistema inicia un conteo regresivo de 5 segundos, y cuando este se consuma, el sistema comienza a grabar los datos en la SD. Después de ese lapso, se cuenta con un tiempo aproximado de 12 segundos para que el paciente pueda estabilizarse. A este punto del protocolo, un led ubicado a un costado del botón de encendido del sistema se tornará de color azul para identificar que ya se están tomando lecturas correctas de la estabilidad del paciente.

3. Durante el primer minuto, el sujeto debe mantener los ojos abiertos. Después de un minuto, un pitido será la señal de que debe cerrarlos. De esta manera se garantiza que el sujeto mantiene sus pies colocados en la misma posición para la segunda fase de la prueba.
Si la persona no escucha el estímulo auditivo, el evaluador deberá indicarle al paciente que debe cerrar sus ojos. Esto no compromete la validez de la información, ya que al igual que en la etapa con ojos abiertos, el sistema cuenta con un lapso de 12 segundos para que la persona en evaluación pueda estabilizarse.
4. Transcurridos los dos minutos de evaluación, el sistema indicará por medio de una alarma (pitidos continuos) que el paciente puede bajarse de la plataforma, y esta no se detendrá hasta que se haya bajado. Otro medio indicativo de que una prueba ha concluido es que el LED ahora enciende en verde.



5. Al momento de que la persona baja de la plataforma se puede observar el mensaje que aparece en la figura, indicando que el sistema se encuentra calculando los índices derivados de la medición.



6. Una vez calculados los índices, el sistema muestra durante 10 segundos, el mensaje con del resultado del posible riesgo de caída.



7. Después de que se presenta el riesgo estimado de caída, el dispositivo vuelve al punto 2 de este protocolo, es decir, vuelve a realizar una auto calibración. Como para cada persona hay que aplicar el instrumento patrón estándar para evaluar riesgo de caídas, es recomendable apagar la plataforma, ya que la aplicación de este puede demorar de 15 a 20 minutos.

Apéndice E.

Calibración de sensores

Equipo para calibración.

Para realizar la calibración de cada uno de los sensores de la WBB, y con ello corroborar que realmente se mida la fuerza de manera correcta se implementó un protocolo de pruebas, usando los siguientes equipos:

- Dinamómetro (Dinamómetro digital de 100 kg/f BLUE-HG1000, ver Figura 24).

Características

- Graduación de carga: 0.05kg/0.1lb/0.5N
- Exactitud: 0.5%
- Tasa de transferencia ADC: 15Hz-480Hz.
- Alimentación: Batería Nickel 6V.
- Transductor de celda de carga.
- Temperatura de depósito: 20°C-70°C.



Figura 24. Dinamómetro para cuantificar fuerza aplicada sobre la WBB.

- Banco de pruebas motorizado (HDE Electric Vertical Test Stand, ver Figura 25).

Características

- Dimensiones: 360x250x990 mm.
- Peso 39.5 kg
- Carga nominal: 1000 N.
- Espacio efectivo máximo: ≤415mm.
- Velocidad de prueba: 0~500 mm/min.
- Trazado: ≤385 mm.
- Pruebas de tensión/compresión.



Figura 25. Sistema para calibrar la WBB con dinamómetro acoplado.

Protocolo de calibración.

Para caracterizar la presión/fuerza ejercida en cada celda de carga, se debe colocar cada esquina del sistema propuesto sobre el área de trabajo del banco motorizado. Antes de realizar la prueba de compresión, se alinea la celda de carga a calibrar con el punto de contacto (extremo inferior del dinamómetro). Después se aplica fuerza sobre esta, iniciando con 5 kgf y hasta el límite permisible por el equipo (100 kgf), con incrementos de 5 kgf, y reteniendo ese valor de fuerza aplicada por lapsos de 10 segundos (rutina configurable del banco de prueba). Con ese tiempo de aplicación de fuerza constante se puede obtener el valor de la medición estable, y es precisamente ese valor medido el que se toma para generar gráficas que describan la fuerza ejercida contra el valor que registra el sistema. El proceso se repite para cada esquina, con el propósito de tener un modelo matemático que describa el comportamiento de cada celda, mismos que se programan en el *firmware* del sistema a fin de proporcionar valores certeros en la medición de la presión que ejerzan los individuos cuando se coloquen sobre la superficie del sistema.