

Incidencia de los sistemas electrónicos de medición de variables biomecánicas en la concordancia intra e inter evaluador del examen POMA de función motora



**Incidencia de los sistemas electrónicos
de medición de variables biomecánicas
en la concordancia intra
e inter evaluador del examen
POMA de función motora**

Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez



Caicedo Rodríguez, Pablo Eduardo

Incidencia de los sistemas electrónicos de medición de variables biomecánicas en la concordancia intra e inter evaluador del examen POMA de función motora / [Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez]. -- 1a ed. -- Popayán : Corporación Universitaria Autónoma del Cauca, 2021.
p. – (Investigación)

Incluye referencias bibliográficas.

ISBN 978-958-8614-54-0

1. Biomecánica - Investigaciones 2. Mecánica humana - Investigaciones I. Título II. Serie

CDD: 573.79343 ed. 23

CO-BoBN- a1083614

© Corporación Universitaria Autónoma del Cauca, 2021

© Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez

ISBN Impreso: 978-958-8614-54-0

ISBN Digital: 978-958-8614-55-7

Primera edición en español.

Sello Editorial Uniautónoma del Cauca [julio], 2021



Uniautónoma
DEL CAUCA

Diagramación: Samava Ediciones EU

Corrección de estilo: Sello Editorial Uniautónoma del Cauca

Diseño de carátula: Samava Ediciones EU

Sello Editorial Uniautónoma del Cauca Serie: Serie Investigación

Editor General de Publicaciones: Ramsés López Santamaría, Vicerrector de Investigación Calle 5 No. 3-85

Popayán, Colombia

Teléfono: PBX: 8213000 - Fax: 8214000

<https://www.uniautonom.edu.co/>

Info copia: 1 copia disponible en la Biblioteca Nacional de Colombia Existencias

Biblioteca Nacional de Colombia Copia Material Localización

1 Libro Electrónico Biblioteca Nacional

Reservados todos los derechos. No se permite reproducir, almacenar en sistemas de recuperación de información, ni transmitir alguna parte de esta publicación, cualquiera que sea el medio empleado: electrónico, mecánico, fotocopia, etc., sin permiso previo de los titulares de los derechos de la propiedad intelectual.

IMPRESO EN SAMAVA EDICIONES, COLOMBIA

PRINTED IN SAMAVA EDICIONES, COLOMBIA

«Decía a menudo que solo había un camino y que era como un río caudaloso; nacía en el umbral de todas las puertas, y todos los senderos eran ríos tributarios. 'Es muy peligroso, Frodo, cruzar la puerta', solía decirme. 'Vas hacia el camino y si no cuidas tus pasos, no sabes hacia dónde te arrastrarán' El Señor de los Anillos - J. R. R. Tolkien.»

*Dedicada a mi familia, los que están
y los que se fueron. . .*

Índice general

Agradecimiento	15
1. Introducción	17
1.1. Planteamiento del problema	17
1.2. Preguntas de investigación	19
1.3. Objetivos de la investigación	19
1.3.1. Objetivo General	19
1.3.2. Objetivos Específicos	19
1.4. Estructura del reporte	19
1.5. Resumen	22
2. Estado del arte	21
2.1. Introducción	21
2.2. Fundamentos de la valoración del riesgo de caída	22
2.2.1. Definición de caída	22
2.2.2. Prevalencia	22
2.2.3. Etiología	23
2.2.4. Valoración del riesgo de caída	23
2.2.5. Consecuencias	24
2.2.6. Prevención de caídas	25
2.2.7. Contribución de las ciencias de la electrónica.....	25
Medición	25
Detección de caídas	26
Detección de actividades diarias	27
Apoyo a los exámenes de función motora	27
2.2.8. Evaluación de Movilidad Orientada al Desempeño.....	28
Descripción de la prueba.....	28
Valores reportados de concordancia para el examen POMA	30
2.3. Resumen.....	31
3 Metodología	33
3.1. Introducción	33

3.2. Procedimiento Experimental	33
3.2.1. Descripción de la población	33
3.2.2. Protocolo experimental	34
Evaluación de variables biomecánicas en adultos mayores	34
3.2.3. Limitaciones del estudio y consideraciones éticas.....	42
Limitaciones del estudio.....	42
Consideraciones éticas.....	42
3.3. Extracción de parámetros espacio-temporales de marcha.....	43
3.3.1. Sistema coordinado en el sentido de avance.....	43
3.3.2. Parámetros Espaciales de Marcha Humana.....	45
3.3.3. Parámetros Temporales de Marcha Humana.....	46
3.3.4. Parámetros Espacio-Temporales Mixtos de Marcha Humana.....	46
3.4. Índices para POMA-G automatizado.....	46
3.4.1. Longitud de paso, $Index_{surpass}$	46
3.4.2. Altura de paso, $Index_{clearance}$	48
3.4.3. Simetría, $Index_{sym}$	49
3.4.4. Continuidad, $Index_{cont}$	49
3.4.5. Trayectoria, $Index_{traj}$	51
3.4.6. Tronco, $Index_{trunk}$	52
3.4.7. Postura en la marcha, $Index_{sw}$	54
3.5. Análisis estadístico de datos.....	54
3.5.1. Coeficiente Kappa de Cohen.....	56
3.5.2. Coeficiente de correlación intraclase.....	56
3.6. Resumen.....	57
4. Resultados.....	59
4.1. Determinación de indicadores de riesgo de caída en adulto mayor.....	59
4.1.1. Descripción estadística de los datos	60
4.1.2. Comparación de parámetros espacio-temporales	61
4.2. Análisis de Concordancia.....	66
4.2.1. Concordancias inter e intraevaluador para POMA-G.....	67
4.2.2. Tablas de contingencia para el puntaje total de POMA-G.....	68
4.3. Resumen.....	72
5. Discusión y conclusiones.....	73
6. Publicaciones asociadas al doctorado.....	77
Appendices.....	79
A. Consentimiento Informado.....	80
Nombre de la investigación.....	80
Participantes.....	80

Introducción.....	80
Selección de Participantes - Adultos Mayores.....	81
Selección de Participantes - Adultos Mayores.....	81
Criterios de inclusión.....	81
Criterios de exclusión	81
Selección de Participantes - Profesionales en la salud.....	81
Criterios de inclusión.....	81
Procedimiento.....	82
Declaración de metodología de experimentación al voluntario.....	82
Valoración previa.....	82
Entrada del participante al lugar de experimentación.....	82
Ubicación de marcadores en el participante.....	82
Proceso de medición.....	84
Procedimiento para determinación de la concordancia inter / intra evaluador.....	84
Riesgos Potenciales.....	84
Beneficios.....	84
Confidencialidad.....	84
Manejo de resultados.....	85
Derecho a negarse o retirarse	85
Contacto.....	85
Referencias.....	87

Índice de figuras

3.1.	Preparación del sitio de medición	35
3.2.	Preparación del sitio de validación	36
3.3.	Ubicación de marcadores para modelo CGM2.3.*	37
3.4.	Preparación del sitio para valoración concordancia	40
3.5.	Video presentado en Sesiones 1 y 2	41
3.6.	Video presentado en Sesiones 3 y 4	41
3.7.	Definición de parámetros espacio-temporales	43
3.8.	Trayectoria del centro de pelvis en el sistema coordinado del laboratorio	44
3.9.	Segundo procedimiento para la obtención del sistema coordinado en el sentido de avance	44
3.10.	Resultado de la rotación de la trayectoria de centro de pelvis	45
3.11.	Descripción gráfica de la distancia D_{psi} $_{contr.}$	47
3.12.	Índice de Longitud de Paso para POMA-G Automatizado.....	49
3.13.	Índice de simetría para POMA-G Automatizado.....	50
3.14.	Descripción gráfica de una marcha asimétrica.....	50
3.15.	Índice de Continuidad para POMA-G Automatizado.....	51
3.16.	Índice de trayectoria para POMA-G Automatizado. Versión Aumentada..	52
3.17.	Variables utilizadas para calcular el índice de balanceo de tronco en POMA-G Automatizado.	53
3.18.	Índice de postura de marcha para POMA-G Automatizado	55
4.1.	Distribución estadística de parámetros espaciales de marcha humana.....	61
4.2.	Distribución estadística de parámetros temporales de marcha humana en todos los casos, los valores de ρ son tan pequeños que R los presenta como 0..	62
4.3.	Distribución estadística de parámetros mixtos de marcha humana.....	62
4.4.	Distribución estadística de índices del examen POMA-G automatizado...	62
A.1.	Distribución de marcadores según un modelo convencional de la marcha V2.3.....	83

Índice de tablas

2.1.	Índice de riesgo de caída. Adaptado de Tinetti y colaboradores [86], bajo la estandarización del departamento de salud de Nueva York, disponible en la url http://tiny.cc/bfgslz	29
2.2.	Concordancia Intraevaluador del Examen POMA-G. Fuente Sterke y colaboradores [59]	30
2.3.	Concordancia Intraevaluador de Examen POMA-G. Fuente Rodríguez y colaboradores [87]	31
3.1.	Características Demográficas de la Población	34
4.1.	Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros espaciales de marcha	64
4.2.	Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros temporales de marcha para pierna izquierda	65
4.3.	Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros temporales de marcha para pierna derecha	65
4.4.	Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros espacio temporales mixtos de marcha	66
4.5.	Significancia de la comparación (ρ) entre muestras para índices de POMA G automatizado.	66
4.6.	Concordancia interevaluador	68
4.7.	Concordancia intraevaluador obtenida a partir del coeficiente Kappa de Cohen.	68
4.8.	Concordancia intraevaluador obtenida a partir del coeficiente de correlación intraclase.	69
4.9.	Concordancia interevaluador para la sesión 1	69
4.10.	Concordancia interevaluador para la sesión 2	69
4.11.	Concordancia interevaluador para la sesión 3	70
4.12.	Concordancia interevaluador para la sesión 4	70
4.13.	Concordancia entre las sesiones 1 y 2 para el fisioterapeuta experto	71
4.14.	Concordancia entre las sesiones 3 y 4 para el fisioterapeuta experto	71
4.15.	Concordancia entre las sesiones 1 y 2 para el fisioterapeuta no experto	71
4.16.	Concordancia entre las sesiones 3 y 4 para el fisioterapeuta no experto	72

Agradecimiento

Quiero agradecer a mi amada esposa sin tu paciencia, tus soledades y ayuda este doctorado no hubiera sido posible. A mi Papá y a Doña Verónica que desde el cielo guían mis pasos. A mi Papá y a mi Mamá que me enseñaron lo importante de la vida y del trabajo, a mis hermanos y sus familias así como a Don Juan, Edwin e Ivonne que siempre han demostrado su apoyo. A los profesores Carlos Felipe Rengifo Rodas y Luis Eduardo Rodríguez Cheu que han sido pilares fundamentales de esta investigación con sus conocimientos, experiencia y paciencia. A la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca como uno de los grandes patrocinadores de este trabajo, a mi Alma Mater, la Universidad del Cauca que ha sido testigo de mi avance académico y ha sido otra de los patrocinadores del proyecto. A la Escuela Colombiana de Ingeniería y Clínica Universidad de la Sabana que pusieron a sus profesionales y sus espacios a la construcción teórico-empírica del presente trabajo. A la Policía Nacional de Colombia y en especial a CASUR y sus grupos de adultos mayores que fueron los grandes protagonistas del experimento. A la Dra Catalina, Dra Carolina, Dra Mónica y Dra Alejandra de la Clínica Universidad de la Sabana que sin su valiosa ayuda el procedimiento experimental no hubiera tenido éxito; de igual forma al Ing. Alexander de la Escuela Colombiana de Ingeniería cuya experticia y compañerismo permitieron alcanzar la calidad de los procedimientos teórico-empíricos de este trabajo

A mis compañeros de la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca, en especial a Julio César, a Santiago Alberto, César Rodrigo y Julio Andrés; así como a mis camaradas del Grupo de Investigación GITA que ofrecieron desinteresadamente su tiempo y conocimiento. A mis compañeros doctorantes, pero especialmente a Martha, Eliana, Diego, Victor y Karin que en los momentos más oscuros del proceso doctoral siempre fueron faros de apoyo, a todos los integrantes de la empresa Technaid y la UFES que compartieron sus espacio y conocimientos para mi formación académica. Quiero agradecer ampliamente a los Profesores Anselmo y Natalia que me dieron generosamente sus experiencias empíricas en el campo de la Biomecánica. A Laurita Derian, que su apoyo y conocimientos fueron entregados generosamente.

A Don Juan, Doña Verónica, Ivonne, Edwin, Sandra, Tito, Andrés, Camila, Vittor y familia que abrieron las puertas de sus hogares y me albergaron en ellos, dándome el calor de hogar lejos de mi hogar.



I. INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del problema

Según la Organización Mundial de la Salud la segunda causa de muerte en el mundo por lesiones accidentales no intencionadas¹ son las caídas, ocasionando alrededor de 646000 muertes anuales, con una mayor morbilidad en adultos mayores de 65 años. En el mundo, entre el 28 % y el 35 % de los adultos mayores tienen un historial de caídas [1], aunque estos porcentajes son muy dependientes de condiciones externas como la región geográfica [2]-[4] y la edad de las personas [1].

Para el caso específico de Colombia no se encontró un consolidado de decesos producto de caídas en adulto mayor; pero el Instituto Nacional de Medicina Legal en el año 2013 reportó un total de 544 muertes accidentales en adultos mayores de 65 años, lo que equivale a un 20.58 %, de la totalidad de las muertes accidentales en Colombia [5]. Según el mismo reporte, se presentaron 363 casos de lesiones de adultos mayores, lo que equivale a un 2.81 %, del total nacional de lesionados. Curcio et al [6], encuentran en el 2009, que la prevalencia de caídas en ancianos entrevistados es de 50.8 % lo que corresponde a 114 personas y el porcentaje de recurrencia en caídas es de 32.5 %. El tema de recurrencia es de fundamental importancia debido a que un adulto mayor que ha caído tiene una posibilidad del 25 % al 75 % de sufrir una nueva caída [5].

Para tomar acciones preventivas conducentes a minimizar la incidencia de caídas en adultos mayores es necesario antes, valorar el riesgo de ocurrencia de estas [7]. Para ello, es posible emplear diferentes técnicas como [8]: (i) cuestionarios, (ii) exámenes de funciones motoras y (iii) mediciones biomecánicas. Los cuestionarios son realizados con base en evidencias previas [1] y estos pueden llegar a ser poco precisos; sin embargo son usados frecuentemente [9]. La precisión de los cuestionarios es rebatible dado que son muy dependientes del nivel de experiencia de quien lo aplica, el cual puede puede in-

¹ Nota descriptiva disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>

fluir en las respuestas del mismo, si este no tiene la destreza necesaria [8]. Los exámenes de funciones motoras, son variados, ejemplos de ellos son: POMA (*Performance Oriented Measurement Assessment*), BBS(*Berg Balance Scale*), TUG(*Timed Up & Go*). Estos son realizados por profesionales en el cuidado de la salud [8], cada una de estas pruebas [10], [11] valora el riesgo de caída de forma diferente.

La habilidad que tienen los exámenes de función motora, para definir si un paciente es susceptible de caer, es medida mediante tres parámetros [12]: *precisión* que mide la cantidad de aciertos del examen, la *especificidad*, que establece cual es la proporción de pacientes que no caen y que son correctamente clasificados y por último está la *sensibilidad*, que evalúa la cantidad de pacientes que caen y son correctamente clasificados. Los porcentajes de precisión, especificidad y sensibilidad de los tres exámenes son aún materia de debate. En [12], los valores medidos para estos tres parámetros a partir de una muestra de 349 personas mayores de 65 años fueron 61.4 %, 64.2 % y 57.8 % para BBS y 60.6 %, 64.8 % y 58 %, para TUG; sin embargo, en Bogle et al. [13], reportan una especificidad del 96 % y una sensibilidad de 53 %, en el test BBS, Contreras et al [14] se entregan los valores diferentes de precisión 76 %, especificidad 79 % y sensibilidad 71 % para el examen POMA. Nocera et al [15] reporta parámetros de especificidad 62 % y sensibilidad 66 %.

Además de la especificidad y de la sensibilidad, la concordancia inter e intra evaluador de una prueba también son aspectos de fundamental importancia porque definen la confiabilidad de la misma. En los tres exámenes mencionados, el valor de estos parámetros es aún materia de debate. En el caso de POMA, Cipriany et al [16] reportan rangos de valores del índice Kappa para ambos parámetros de 0.4-0.6 y 0.6-0.8, respectivamente; sin embargo Kegelmeyer et al [17] reportan un coeficiente de correlación intraclase de 0.87. Con respecto al examen BBS, estos parámetros toman valores de 0.97 y 0.99 respectivamente [18], aunque Scalzo et al [19] calculan que el parámetro de variabilidad inter-evaluador es de 0.84. En el test TUG también se presentan discrepancias dado que Rockwood et al [20] dan como resultado una variabilidad inter evaluador de 0.5 y una variabilidad intra evaluador de 0.56. Nordin et al [21] por su parte, presentan coeficientes de correlación intraclase de 0.91 en ambos casos.

Desde la ciencias de electrónica se han realizado numerosas contribuciones a la medición de variables biomecánicas relacionadas con marcha humana [22]-[24], las cuales potencian enormemente el desarrollo de sistemas conducentes a mejorar la concordancia intra e inter evaluador de exámenes de función motora. Una de las contribuciones más notables al tema la constituyen los trabajos de Greene y McGrath quienes automatizaron el proceso de medición de tiempos en las actividades que componen el test TUG, logrando aumentos en precisión (26.73 %), sensibilidad (33.27 %) y especificidad (17.13 %) [12] con concordancias intra-evaluador mayores a 0.75 en el coeficiente de correlación intraclase [25]. A pesar de lo anterior, existen muchos aspectos del desarrollo de sistemas electrónicos para apoyo a exámenes de evaluación de la función motora que aún son objeto de estudio, como la selección de la mejor ubicación en el cuerpo humano de sensores como acelerómetros y giróscopos [7]. El nivel de dificultad asociado a la implementación de estos sistemas depende enormemente de la naturaleza del examen con que se va a trabajar. En el caso de TUG solo se requiere de la medición de tiempos

pero no de la cualificación de variables como en el caso del examen POMA. En este último examen, el más utilizado en nuestro medio, surge una dificultad adicional y es el procedimiento para determinar a partir de medidas biomecánicas, cuando una variable, como por ejemplo el balanceo postural pueda calificarse como segura.

1.2. Preguntas de investigación

Para esta tesis se abordaron dos preguntas de investigación, la primera y principal es *¿El uso de dispositivos electrónicos de captura de movimiento permite una mejora en la concordancia inter e intra evaluador de la prueba de marcha del examen POMA?*.

Sin embargo, durante el transcurso del trabajo, se vió la necesidad de indagar sobre *¿Cuáles son los parámetros espacio-temporales de marcha humana más frecuentemente utilizados como indicadores de riesgo de caída?*; a esta segunda pregunta de investigación se le conocerá como secundaria.

1.3. Objetivos de la investigación

1.3.1. Objetivo General

Evaluar el efecto de los sistemas electrónicos de medición de variables biomecánicas en la concordancia interevaluador e intraevaluador de la valoración de marcha en el examen de función motora POMA.

1.3.2. Objetivos Específicos

Especificar las variables biomecánicas requeridas para la evaluación de cada ítem de la valoración de marcha en el examen de función motora POMA.

Proponer un algoritmo para la clasificación de las señales biomecánicas según la escala de cada ítem de la valoración de marcha en el examen de función motora POMA.

Determinar la concordancia interevaluador e intraevaluador de la valoración de marcha en el examen de función motora POMA para una muestra de 10 usuarios utilizando el sistema de medición y clasificación de variables biomecánicas.

1.4. Estructura del reporte

El presente reporte está dividido en cinco partes: la primera parte está enfocada a la descripción introductoria del tema de investigación y plantea las preguntas y los objetivos de la presente investigación de investigación, después se reporta el estado del arte en el cual se basó el presente trabajo, en tercer lugar se describe cuales fueron las actividades metodológicas para resolver la investigación y se describe la propuesta para analizar el riesgo de caída basada en el examen de movilidad orientado al desempeño, posteriormente se entregan los resultados que produjeron las actividades metodológicas y finalmente se realiza una discusión y la descripción de las conclusiones del proyecto doctoral.

1.5. Resumen

El presente capítulo describió el planteamiento del problema, así como las preguntas y objetivos de investigación. Finaliza con la descripción de la estructura del reporte.



2. ESTADO DEL ARTE

2.1. Introducción

Con el envejecimiento de la población mundial es necesario que la ciencia y la tecnología busquen el mejoramiento de la calidad de vida de los adultos mayores [26]; esta puede ser deteriorada por diferentes factores, entre ellos la pérdida de independencia producida por las lesiones ocasionadas por caídas, teniendo como consecuencias fracturas, dislocaciones, aumento de costos en atención al usuario, entre otros [27]. Una de las acciones que contribuyen a prevenir estos sucesos, son las valoraciones que enfocan los planes de intervención y posibilitan una predicción de quien va a caer. Estas usan diferentes instrumentos como: cuestionarios, exámenes de función motora y pruebas clínicas basadas en mediciones biomecánicas [8].

Por otro lado, se requiere de un conocimiento preciso del problema para lograr obtener los mejores resultados de las valoraciones, siendo necesario realizar una revisión exhaustiva de la documentación disponible abarcando diferentes ámbitos del problema. Por esta razón, en este apartado se propone una taxonomía que permite la división de este en diferentes secciones. Primero, se hablará de la definición y la epidemiología de las caídas; posteriormente, se mostrará la etiología de estas; después, se describirá la valoración del riesgo; para finalizar, se indicarán los planes de prevención así como las consecuencias de las caídas; además de cuáles son los aportes que las ciencias de la electrónica han tenido en los anteriores aspectos.

2.2. Fundamentos de la valoración del riesgo de caída

2.2.1. Definición de caída

Con respecto a la definición de caída, Kenny y colaboradores [28] expresan que existen varias de estas. Una de las más comunes [29], [30] es: “Un evento en el cual el paciente termina yaciendo en el suelo o a un nivel de altura más bajo, como consecuencia de un golpe violento, pérdida de consciencia, o por una parálisis repentina como las ocurridas en los ataques epilépticos”. Sin embargo, existen otras fuentes como la de la red europea de prevención de caídas en la cual se dice que una caída es un “evento inesperado en el cual el participante yace en el piso o a un nivel de altura menor” [28],[30].

Con lo anterior en mente, se describirá la epidemiología de las caídas alrededor del mundo, tema que se empezó a abordar de manera fugaz en el planteamiento del problema (sección 1.1).

2.2.2. Prevalencia

El primer reporte de prevalencia al que se tuvo acceso fue el trabajo de Bath y Morgan [31], en el se reporta que en el periodo comprendido entre 1985 y 1989 en Nottingham (Reino Unido), la incidencia de caídas en adultos mayores fue de 524.8 por cada 1000 personas-año. Dentro de estos primeros trabajos, también está Cesari y colaboradores [32], que citan el proyecto National Silver Network; el cual afirma que la prevalencia de caídas en 19 agencias de salud residencial es de 35.9%.

Por otro lado, la Organización Mundial de la Salud manifiesta que entre el 28 % y el 35 % de los adultos mayores caen cada año, estos porcentajes aumentan a 32 % - 42 % para los adultos mayores de 70 años [1]. Estos valores varían de región en región, dada su etiología; por ejemplo en Africa, Sebastiana y colaboradores [3] expresan que existe una incidencia de caídas del 30 % al 60 % para los adultos mayores que viven fuera de una institución de atención a la tercera edad, en caso contrario el rango pasa a 16 %-75 %. Otro ejemplo se encuentra en el trabajo dado a conocer por Krishnaswamy y Usha [4], en él reportan que en India la incidencia de caídas fue del 14 % en el año 2003. Para el caso de América, Marin [33] destaca que la prevalencia de caídas en la región latina puede oscilar entre el 21.6 % y 34 %; también se puede incluir el trabajo de Rubenstein [34], en el cual se afirma que el 40 % de los pacientes mayores a los 65 años han sufrido por los menos una caída. En otros reportes, se expresa que en Jamaica el 10.5 % de las admisiones por trauma¹ tienen como paciente a un adulto mayor, además existe un 31.5 % de probabilidad en lesión no intencionada²² [35].

Los datos más recientes sobre caídas proceden del trabajo de Gelbard y colaboradores [36], en el cual citan al Centro Nacional para la Prevención y el Control de Heridas el cual afirma que el 62.9 % de los adultos mayores tuvieron una caída durante el 2011 en

1 En dos instituciones hospitalarias

2 La segunda causa de estas lesiones en Jamaica son caídas

Estados Unidos. Dentro de estos reportes, se puede también incluir el trabajo de Kenny y colaboradores [28], quienes expresan que en el Reino Unido, un adulto mayor de 65 tiene una probabilidad de caída del 28 % al 35 %, porcentajes que aumentan según la edad llegando a ser del 32 %-42 % en mayores de 75 años.

En conclusión, las caídas son un problema que se presenta alrededor del mundo y cuya magnitud hace que sea un problema de salud pública que se requiere combatir; para esto, es necesario conocer cuales son sus causas para poder determinar las acciones para mitigar el riesgo.

2.2.3. *Etiología*

Las caídas son un problema de origen multifactorial [37], es decir, que sus causas tienen diferente naturaleza; las cuales, según Almeida y colaboradores [38] permiten clasificar los orígenes del fenómeno en intrínsecos y extrínsecos. Las causas intrínsecas de la caída dependen exclusivamente de la salud del paciente y de su edad; por el contrario, las causas extrínsecas dependen del entorno del paciente [30].

Para Pasquetti y colaboradores [39] las causas intrínsecas se pueden dividir en: relacionadas con la edad y asociadas con enfermedades del paciente; a su vez, cada una de estas se subdivide según el órgano/sentido/sistema fisiológico que afecta. Ejemplos de causas intrínsecas asociadas a la edad son: sarcopenia [40], incremento del balanceo postural [41], reducción de la agudeza visual/auditiva [42], [43], entre otras. Si de causas intrínsecas asociadas a la enfermedad se trata, se pueden encontrar: hipotensión ortostática [44], miedo a la caída [45], enfermedad de Parkinson [46], entre muchas otras.

Causas extrínsecas de caídas consideradas dentro de la literatura están: el entorno habitacional del adulto mayor [47] y el uso de medicamentos [48]. Algunos autores como Delbaere [47] catalogan este tipo de causa como un propiciador de caídas debido a que por si sola no ocasiona una caída. Ejemplos de estas son [48]: medicación sedante, hipnótica y antidepresiva. También se pueden incluir el tipo de habitación [38]³ y como se pudo constatar en el apartado anterior, la región geográfica en la que vive el paciente también es un propiciante extrínseco.

Dado todo lo anterior, es que se demuestra que las caídas son un fenómeno de origen multifactorial, y por ende es un problema que se debe valorar desde múltiples aspectos.

2.2.4. *Valoración del riesgo de caída*

Como se ha dicho, la valoración del riesgo de caída se ha abordado desde tres puntos de vista: (i) cuestionarios, (ii) exámenes de función motora y (iii) pruebas clínicas basadas en medidas biomecánicas [8].

Los cuestionarios pueden ser realizados por: personal clínico, el propio paciente o por un empleado externo; estos han sido muy utilizados, dado que pueden ser aplicados a una gran cantidad de pacientes de forma rápida y con un costo mínimo; sin embargo son altamente subjetivos debido a la forma como están elaborados dichos cuestionarios

³ Casas, Apartamentos entre otras

y a la experiencia del entrevistador, que puede sesgar la información extraída del paciente [8].

Los exámenes de función motora son pruebas clínicas de corta duración que tratan de determinar el nivel de movilidad en el paciente [49]. Existen en la literatura múltiples pruebas de esta naturaleza. De acuerdo con Perell y colaboradores [50] existen más de 20 exámenes de este tipo y se crean más con el transcurrir del tiempo [51]. Son ejemplos de estos exámenes: Berg Balance Scale (BBS), Timed Up & Go (TUG), Performance Oriented Mobility Assessment (POMA), índice de marcha dinámica, entre otros [50], [52]. El POMA, fue propuesto por Tinetti en 1986 [53], es un examen que consta de 16 pasos divididos en 2 fases diferentes; en la primera se evalúa el equilibrio postural a través de diferentes ejercicios realizados por los pacientes, en la segunda se miden 7 parámetros de marcha a través de un recorrido que el paciente debe realizar, por una pista de al menos 3 metros de longitud. Este examen se aborda con mayor detalle en la sección 2.2.8. El test BBS, fue definido por Berg en 1992 [54] utiliza 14 parámetros para examinar la habilidad del paciente al levantarse y mantenerse de pie [55]. El examen TUG, propuesto por Mathias y colaboradores [56] y adaptado por Podsiadlo y Richardson [57], permite valorar el riesgo de caída por medio de un sencillo procedimiento en el cual, el paciente realiza un recorrido ida y vuelta a través de una pista de 3 metros, el parámetro a evaluar es el tiempo que se tarda en realizar esta actividad [58].

Dadas las características ya presentadas, estos exámenes son utilizados en el ambiente clínico a pesar de ser poco predictivos para determinar quien va caer [41], [49]. Esta deficiencia es debido a que estas pruebas, al igual que los cuestionarios, son altamente subjetivas. Por ejemplo y de acuerdo a Sterke y colaboradores [59], el examen POMA⁴⁴ tiene alta objetividad interevaluador en general; sin embargo, cada uno de los items presenta otro panorama pues los valores de κ son variables, en el rango de 0.47 - 0.92. Además, existe otra situación evidenciada en el planteamiento del problema y es que no existe un acuerdo, entre los diferentes autores, en el valor de concordancia⁵ y validez⁶ de los diferentes exámenes de función motora.

Una forma alternativa de detectar y valorar el riesgo de caída en adultos mayores es a través de los parámetros espacio-temporales de marcha humana [60], [61]. Entre los parámetros que se han estudiado se encuentran la velocidad de avance [62], [63], tiempos de paso o zancada [64], longitudes de paso y zancada [65], variabilidades en la marcha [66].

2.2.5. Consecuencias

Las consecuencias que puede acarrear una caída son variadas y tienen diferentes grados de severidad. Como relata Gelbard y colaboradores [36] entre estas secuelas están las fracturas en distintas partes del cuerpo y con diferentes grados de severidad.

4 Utilizado en el ámbito de la Demencia

5 Término estadístico que mide la objetividad de una prueba

6 Término estadístico que mide la precisión de una prueba

Otro de los efectos de una caída es el denominado miedo a la caída. Según Tuunainen y colaboradores [67], esta consecuencia es una de las más críticas dado que es un factor de realimentación positiva en el problema de caídas; teniendo un impacto más severo en la funcionalidad del anciano que el propio dolor o la depresión [68].

Las caídas representan una gran carga económica para los sistemas de salud. La Organización Mundial de la Salud divide los gastos en dos grandes grupos: (i) directos, donde se sitúan los gastos derivados de la atención inicial de la caída y (ii) los indirectos, que son aquellos en los que se pierde productividad social [1]. Dadas las características de los sistemas de salud, los costos directos en Finlandia, entre 2001 y 2002, estarían alrededor de US\$3611 por adulto; mientras que en Australia este valor disminuye a US\$1049 [1]. En los costos indirectos se pueden llegar a calcular en ganancias promedio pérdidas de US\$40000 por persona por año en Reino Unido [1]. Otras fuentes como Lord y colaboradores [30], citan que en el año 1985 existió un gasto de US\$10 billones atribuibles a caídas en adulto mayor. Roos y Dingwell [69] hablan que en Estados Unidos el costo promedio de una hospitalización debida a heridas producidas por una caída en el año 2004 fue de US\$17483.

2.2.6. *Prevención de caídas*

Para prevenir las anteriores consecuencias se han propuesto diferentes estrategias. La recomendación que al respecto hace la Organización Mundial de la Salud [1] es hacer un cambio de mentalidad a través de 6 pasos que son: (i) dar a conocer al público sobre las actividades que pueden realizar para mejorar la marcha y el balance, (ii) estas tareas de promoción, siempre deben mencionar los mejores aspectos de los ejercicios de mejora para evitar el recelo que pueda tener el adulto mayor al realizarla; (iii) utilizar todas los estímulos sociales que se puedan usar en la publicidad, (iv) asegurar que las tareas de mejora sean solamente las necesarias según cada individuo⁷; (v) en lo posible hacer que los propios pacientes desarrollen sus capacidades en balance y marcha de forma autónoma y no dependan de profesionales en la salud; por último (vi) siempre pensar que la mejora es a largo plazo y por eso se deben tener en cuenta diferentes acciones que permitan lograrlo.

Según Delbaere y colaboradores [47], la principal acción que permite mejorar el balance y la marcha es el ejercicio; sin embargo, según los resultados de la valoración del riesgo realizada previamente, se deberá pensar en desarrollar las capacidades de los sistemas vitales del paciente a través del control de: (i) medicación, (ii) del lugar de habitación, y (iii) de la vestimenta.

2.2.7. *Contribución de las ciencias de la electrónica*

Medición

La medición de variables biomecánicas ha sido un tema recurrente en la literatura concerniente al problema de caídas. Los primeros reportes encontrados datan del año

7 Gustos, preferencias y capacidades

1985 con el trabajo de Saleh y Murdoch [70]; en él, los autores hacen una comparación del patrón de marcha de personas con y sin amputación, a través de la observación con cámaras de video de las variables medidas, que fueron desviaciones de: rodilla en fase de apoyo, tobillo-pie en contacto inicial, tobillo-pie en transición temprana y tardía, duración de la fase de apoyo. Otro ejemplo de estos trabajos iniciales es el de Holden y colaboradores [71], en el que se realiza la medida espacio temporal de la marcha, velocidad promedio, cadencia, longitud de paso y zancada. Esta medición se realizó a través de la observación directa en registros de huellas.

En la actualidad, existen diversas formas de lograr la estimación de variables biomecánicas, entre las que se encuentran: los sistemas ópticos de captura de movimiento [72], los dispositivos inerciales [7], los sistemas basados en plataformas de fuerza [73]. Aún así, el sistema que más reportes tiene es el basado en dispositivos inerciales; debido a que estos pueden ser utilizados de forma completamente ambulatoria [8]. Los sistemas ópticos de captura de movimiento se utilizan como patrón de comparación principalmente [74] y los sistemas basados en plataforma de fuerza son usados cuando se requiere la estimación de los centros de presión⁸ [73].

Con estos sistemas, las ciencias electrónicas han podido estimar una gran cantidad de variables. En el trabajo de Hamacher y colaboradores [8] existe un compendio de las diferentes medidas logradas con sistemas inerciales. Otro esfuerzo relevante se encuentra consignado en el reporte de Shull y colaboradores [75], donde además de aparecer variables de marcha reportadas en la literatura se hace un análisis de cual ha sido el impacto de los sensores portátiles en el análisis clínico de la marcha.

Una vez hecho el análisis de la literatura disponible, la medición de variables biomecánicas es el aporte base que han tenido las ciencias electrónicas a la resolución del problema de caídas, a partir de la aplicación de estas estimaciones es que empiezan a surgir aportes más impactantes como lo son la detección de actividades diarias y la detección/reporte de caídas.

Detección de caídas

Cuando un adulto mayor se cae, la minimización del tiempo que dura en el piso es fundamental para reducir las consecuencias de la caída [76]. Los efectos de este fenómeno en general son aislamiento, aumento del miedo a la caída, daño muscular, neumonía, yagas por presión deshidratación e hipotermia [77]. Para combatir esa “larga espera” se han reportado diferentes trabajos como el de Khawandi y colaboradores [78] o el de Zhao y colaboradores [79], donde se hace una detección caídas a través de mediciones biomecánicas. Pannurat y colaboradores [80] hacen una revisión de los principales sistemas y variables a medir para realizar una detección de caídas.

⁸ Puntos en los se pueden considerar ubicadas las fuerzas de reacción del suelo

Detección de actividades diarias

Existen tareas tales como monitoreo y rehabilitación que requieren que los profesionales en la salud sepan que actividades están realizando sus pacientes [81]. Es por lo anterior y para reforzar las tareas de detección de caída que se han propuesto trabajos en el monitoreo de actividades diarias a partir de medidas inerciales, comúnmente.

Según Chernbumroong y colaboradores [82], primero se seleccionan las actividades a monitorear, después se escoge el tipo de instrumentación que se requiera y para posteriormente evaluar los cambios en las variables biomecánicas, que se generan a causa de esas actividades. Con estas evaluaciones se procede a realizar clasificadores de diversa índole que permitan, una vez entrenados, detectar qué actividad diaria están realizando los pacientes.

Apoyo a los exámenes de función motora

Otro aporte de la ciencias electrónicas es la disminución de la subjetividad en exámenes de función motora. Como se describió en el apartado de valoración del riesgo de caída (sección 2.2.4), los exámenes de función motora pueden llegar a ser subjetivos, y para evitar esta situación las mediciones biomecánicas pueden ser de gran ayuda.

Se han encontrado algunos reportes en este tipo de trabajos; dos en para el examen TUG [12], [25] y tres para el examen Sit-to-Stand (STS) [83]-[85]. En todos los casos se hace uso de unidades inerciales para obtener las aceleraciones y velocidades angulares que permitirán estimar los parámetros biomecánicos que posibiliten la detección de actividades tales como sentarse, caminar, giro de 180°, que son fundamentales en los exámenes ya mencionados.

En el caso de Greene y colaboradores [12] se usaron dos sensores inerciales de 6DOF, colocados en cada muslo, para tomar señales de aceleración y velocidad angular durante el examen TUG y con ellos obtener como parámetros iniciales, el golpe de talón y el levantamiento de dedos. Basados en estos dos parámetros se calculan tiempos de: zancada, balanceo, bipedestación, paso, soporte doble y sencillo; además le calcularon estadísticas descriptivas para velocidades angulares durante el caminata, velocidad de giro, entre otros. Estos datos se utilizaron para comparar 3 tipos de exámenes TUG, TUG cuantitativo y BBS, calculando sensibilidad, especificidad y precisión con la ayuda de un geriatra que evaluó previamente a cada uno de los pacientes. Para complementar este trabajo, McGrath y colaboradores [25], calcularon la subjetividad intraevaluador.

VanLummel y colaboradores [85] utilizan un sistema inercial que está integrado por 3 acelerómetros y 3 giroscopios y se coloca en 15 pacientes (uno a la vez) en las vértebras lumbares en la base de la espalda baja. Las señales temporales obtenidas se corrigen por deriva y se calcula la señal seno del ángulo del tronco. La deriva y el ruido de esta última señal son eliminadas con una transformada wavelet discreta; la “aceleración vertical verdadera” se estima, eliminando la influencia del ángulo del tronco de la aceleración vertical. Además la velocidad vertical es utilizada para discernir STS exitosos de STS fallidos. No se calculó si esta forma de STS era subjetiva y/o precisa.

En definitiva, se puede observar que los tres trabajos encontrados realizan una medida de la duración de actividades muy específicas. Solo los trabajos de Greene y colaboradores [12] y de McGrath y colaboradores [25] hicieron uso de estos tiempos para calcular riesgo de caída, mientras que VanLummel y colaboradores [85] solo hicieron un cálculo preliminar del examen STS.

2.2.8. *Evaluación de Movilidad Orientada al Desempeño*

Descripción de la prueba

Este examen físico funcional, fue propuesto por la Médica Mary Tinetti en el año de 1986 [53], consiste en 22 pruebas físicas divididas en dos grupos. El primer grupo de pruebas valora la capacidad de balance del adulto mayor; mientras que, el segundo conjunto de pruebas valora la marcha de los pacientes.

La valoración de balance se realiza por medio de cambios en la postura del cuerpo que implican alteraciones en la estabilidad de la persona. Las trece pruebas o componentes involucrados en esta valoración son (el orden aquí presentado es el mismo presentado por la autora en su artículo): (i) equilibrio en sedestación, (ii) cambio de postura de sedestación a bipedestación, (iii) equilibrio inmediato en bipedestación, (iv) balance en bipedestación, (v) bipedestación con ojos cerrados, (vi) balance durante giro de 360°,

(vii) resistencia a disequilibrios, (viii) bipedestación con giros de cuello, (ix) monopedestación, (x) extensión posterior, (xi) extensión hacia arriba, (xii) extensión hacia abajo y por último (xiii) cambio de postura de bipedestación a sedestación.

Para la valoración de marcha (segundo conjunto de pruebas), Tinetti propuso una búsqueda de problemas obvios y una observación detallada de la función buscando información neurológica y musculoesquelética. Los nueve componentes de la valoración son: (xiv) iniciación de marcha, (xv) altura de paso, (xvi) longitud de paso, (xvii) simetría de paso, (xviii) continuidad de paso, (xix) desviación de trayectoria, (xx) balanceo de tronco, (xxi) postura al caminar, (xxii) giro durante la marcha.

Sin embargo, un corto tiempo después la autora depura el examen y propone su índice de riesgo de caída [86]; el cual fue validado para Colombia por Guevara y colaboradores [87]. En la Tabla 2.1 se observa los componentes de la evaluación de movilidad orientada al desempeño modificada. Algunas de las modificaciones se encuentran en la exclusión de los componentes viii, ix, x, xi, xii y xxii; de igual forma aparece una calificación numérica entera de cada uno de los componentes⁹.

⁹ Para hacer claridad sobre el ajuste realizado por Tinetti de su versión inicial al examen clínico, se cambiará el tipo de la numeración a romana.

TABLA 2.1: Índice de riesgo de caída. Adaptado de Tinetti y colaboradores [86], bajo la estandarización del departamento de salud de Nueva York, disponible en la url <http://tiny.cc/bfgslz>.

Balance		No	Balance	
No Componente	Rango Calificación		Componente	Rango Calificación
1 Balance en sedestación	0, 1	10	Inicio de marcha	0, 1, 2
2 Sedestación/Bipedestación	0, 1, 2	11-a	Longitud de paso	0, 1, 2
3 Intentos de cambio de posición	0, 1, 2	11-b	Altura de paso	0, 1, 2
4 Bipedestación inmediata	0, 1, 2	12	Simetría de paso	0, 1
5 Bipedestación prolongada	0, 1, 2	13	Continuidad de paso	0, 1
6 Resistencia a desequilibrios	0, 1, 2	14	Desvío de trayectoria	0, 1, 2
7 Bipedestación con ojos cerrados	0, 1	15	Balanceo de tronco	0, 1
8 Balance en giros	0, 1, 2	16	Postura de marcha	0, 1
9 Bipedestación/Sedestación	0, 1			

Como se puede observar en la Tabla 2.1, el índice de caída tiene dos valoraciones o ámbitos, balance y marcha. El ámbito de balance mide la funcionalidad del adulto mayor en posición estática o de muy corto desplazamiento. Al contrario de la valoración de marcha que se ocupa de evaluar la funcionalidad del paciente durante su desplazamiento.

Los componentes del ámbito de balance son los siguientes [86]:

- Balance en sedestación: Este componente estima la seguridad del paciente cuando se encuentra sentado en una silla.
- Sedestación/Bipedestación: Este ítem mide si el adulto mayor requiere el uso de ayudas externas para realizar el cambio de posición.
- Intentos de cambio de posición: Evalúa cuantos intentos requiere el adulto mayor para realizar el cambio de posición.
- Bipedestación inmediata: Este componente observa si, una vez se ha levantado, el paciente logra una estabilidad rápidamente o si requiere ayuda externa.
- Bipedestación prolongada: se observa si se requiere de una separación de más de 10cm entre pies para lograr el equilibrio o si requiere de ayuda.
- Resistencia a desequilibrios: Estima si el paciente logra recuperar la estabilidad después de empujarlo suavemente.
- Bipedestación con ojos cerrados: Este componente estima la habilidad del paciente de no perder el equilibrio aún con los ojos cerrados.
- Balance en giros: Se observa la continuidad de los pasos en la ejecución de un giro de 360°.
- Bipedestación/Sedestación: busca observar la seguridad con la que el paciente cambia de posición.

Los anteriores componentes se han explicado para lograr la completitud de la información dado que este trabajo se enfoca en el análisis de la valoración de marcha basado en el índice de riesgo de Tinetti. Los ítems que conforman esta valoración son [86]:

- Inicio de marcha: En este componente se mide el número de intentos para iniciar la marcha.

- Longitud de paso: Se mide la habilidad del pie ipsilateral de sobrepasar al pie contralateral en la fase de balanceo.
- Altura de paso: Se observa si el pie ipsilateral abandona el piso en la fase de balanceo.
- Continuidad de paso: Durante la evaluación de este componente debe observarse si los pasos son dados de una forma rítmica.
- Simetría de paso: En esta evaluación se observa si la longitud de paso ipsilateral es similar a la longitud del paso contralateral.
- Postura de marcha: Valora la ubicación relativa entre los talones durante el proceso de marcha.
- Balanceo de tronco: Estima si existe balanceo o si existe extensión de brazos durante la marcha.
- Desvío de trayectoria: Este componente estima si existe una desviación de la trayectoria de marcha con respecto a la línea recta.

Es importante que desde su concepción, Tinetti afirma que una de las desventajas de sus valoraciones es que la concordancia de los resultados depende mucho de la experiencia de los evaluadores [53].

Valores reportados de concordancia para el examen POMA

Existen varios reportes de concordancia para el examen POMA, estos están enfocados a diferentes ámbitos tal y como lo demuestra Sterke y colaboradores [59], que reporta resultados de concordancia interevaluador en el ámbito de la demencia en residentes de establecimientos de salud; estos resultados se pueden ver en la Tabla 2.2, donde se presentan los datos para el examen POMA-G.

TABLA 2.2: Concordancia Intravaluador del Examen POMA-G. Fuente Sterke y colaboradores [59]

Actividad	Intraevaluador Coeficiente Kappa de Cohen
Inicio	–
Sobrepaso Derecho	0.83
Altura Derecho	0.47
Sobrepaso Izquierdo	0.83
Altura Izquierdo	0.47
Simetría de la marcha	0.54
Continuidad de paso	0.71
Trayectoria	0.81
Balanceo de tronco	0.81
Postura en la marcha	0.50

Otro reporte destacable está en un ámbito general para Colombia. Rodríguez y colaboradores [87] entregan datos de concordancia intraevaluador de tres instituciones geriátricas en la ciudad de Medellín (Colombia), donde se evalúan a 90 adultos mayores y dos evaluadores. Los datos están consignados en las Tabla 2.3.

TABLA 2.3: Concordancia Intraevaluador de Examen POMA-G.
Fuente Rodríguez y colaboradores [87]

Actividad	Intraevaluador Coeficiente Kappa de Cohen
Inicio	0.45
Sobrepaso Derecho	0.78
Altura Derecho	0.86
Sobrepaso Izquierdo	0.74
Altura Izquierdo	0.63
Simetría de la marcha	0.34
Continuidad de paso	0.87
Trayectoria	0.78
Balaceo de tronco	0.81
Postura en la marcha	0.63

2.3. Resumen

En este capítulo se exploraron los trabajos relacionados al riesgo de caída en adultos mayores. Se abordaron los temas de definición de caída, se contextualizó con datos de prevalencia, etiología, consecuencias y prevención de caídas. Dentro de los trabajos en valoración de riesgo de caída se analizaron las tres vertientes principales: el uso de cuestionarios, exámenes de función motora y valoración por mediciones de variables biomecánicas. Para finalizar se profundizó como las ciencias de la electrónica aportan a la medición de variables biomecánicas, la detección de caídas, detección de actividades diarias y el apoyo a exámenes de función motora.



METODOLOGÍAS

3.1. Introducción

Para responder las preguntas de investigación se propuso un ensayo clínico experimental sobre dos poblaciones específicas. De acuerdo a las fases de un ensayo clínico expresadas por Friedman [88], el aquí presentado está clasificado en la etapa I, dado que se desea encontrar datos pre-clínicos que permitan coleccionar información poblacional y permitan mejorar una prueba existente, el examen POMA.

El ensayo comprende por dos partes, la primera determinará si existen variables biomecánicas que evidencien el riesgo de caída en adultos mayores no institucionalizados y la segunda parte evaluará el impacto que tiene en la concordancia inter e intraevaluador de POMA, la utilización de un sistema óptico de captura de movimiento.

En la primera parte del ensayo se contó con la participación de dos fisioterapeutas, quienes inicialmente determinaron si cada adulto mayor estaba en capacidad de afrontar el experimento, sin poner en riesgo su salud, y posteriormente, aplicaron la prueba POMA a los participantes seleccionados.

Finalmente, los datos serán analizados utilizando las herramientas estadísticas descritas en la Sección 3.5.

3.2. Procedimiento Experimental

3.2.1. Descripción de la población

Para la obtención de los resultados se analizaron dos poblaciones diferentes, la primera estuvo compuesta por adultos mayores que cumplieron los siguientes criterios de inclusión/exclusión:

- Personas con género biológico masculino y femenino Personas con edades mayores de 60.
- Personas sin marcha patológica diagnosticada.
- Personas sin desordenes neurológicos o motores sin control médico que afecten la marcha.
- Personas sin problemas cognitivos.

Los adultos mayores fueron convocados a partir de las asociaciones pertenecientes a la Caja de Sueldos de Retirados de la Policía Nacional de Colombia (CASUR). Las convocatorias y los criterios de inclusión/exclusión fueron aprobados por los comités de ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería y de la Clínica Universidad de la Sabana. Las características demográficas de las 33 mujeres y los 7 hombres que conformaron la población objeto de estudio se presentan en la Tabla 3.1.

TABLA 3.1: Características Demográficas de la Población

Caract.	Media	Mediana	Desv. Estand.	IQR
Edad(años)	71.325	69	7.754	13.500
Altura(m)	1.563	1.555	0.073	0.100
Masa (Kg)	67.505	66.400	11.145	12.450
IMC (Kg/m)	43.206	42.740	6.859	8.790
MiniMental (Puntos)	26.250	27	2.457	3.500
SPPB (Puntos)	9.775	10	1.732	2

La prueba MiniMental indicó que todos los participantes estaban en capacidad de seguir las instrucciones del Fisioterapeuta durante la ejecución de POMA.

Considerando que la versión de POMA utilizada en este proyecto no está validada para población Colombiana, los resultados entregados por este examen se compararon con los obtenidos a partir de la batería corta de desempeño físico [89], la cual cuenta con validación para nuestra población [90].

La segunda población consistió de dos fisioterapeutas con experiencia en la aplicación de POMA-G. El primero de ellos ha aplicado la prueba casi diariamente durante 5 años; y el segundo en promedio una vez al año.

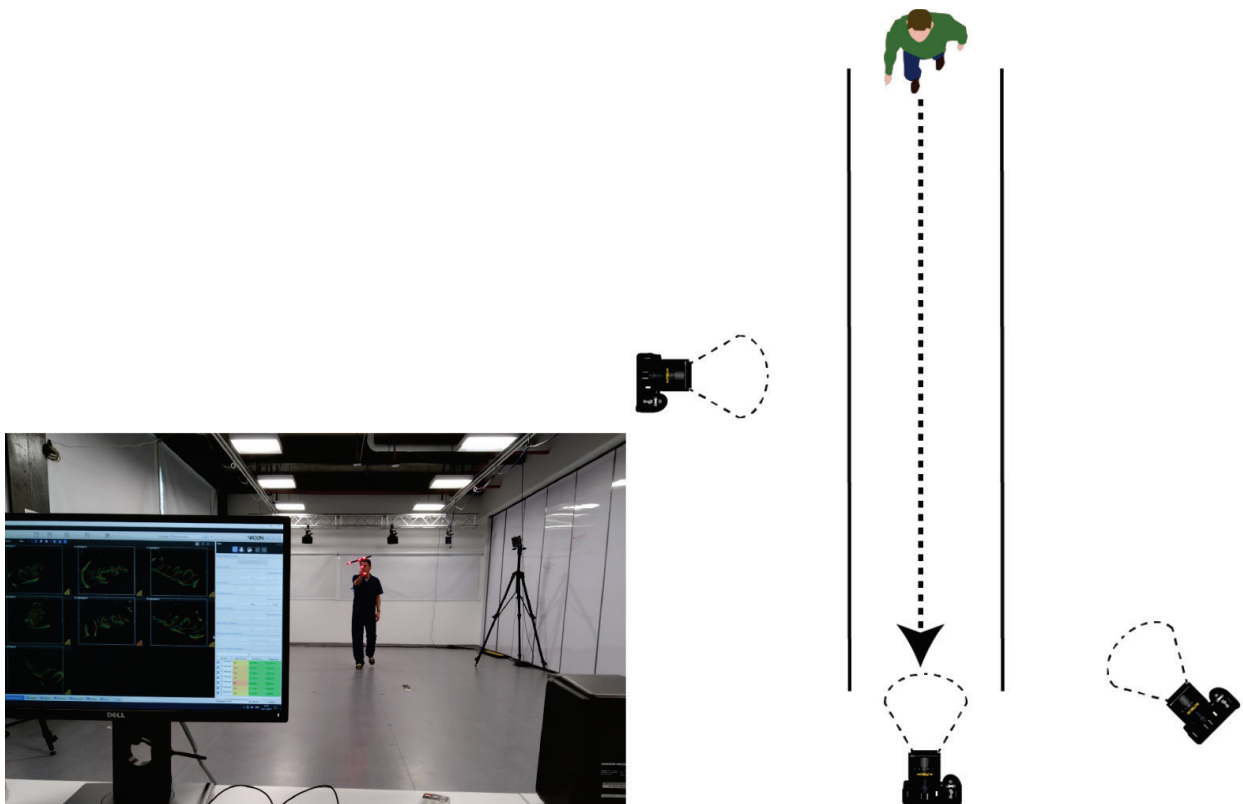
3.2.2. *Protocolo experimental*

Evaluación de variables biomecánicas en adultos mayores

Para realizar el ensayo experimental que permite evaluar las variables biomecánicas de los adultos mayores no institucionalizados, se siguen diferentes tareas:

1. Preparación del lugar de medición: En esta tarea se debe despejar el sitio de medición para alcanzar al menos 6 metros de caminata. Otro aspecto que se debe tener en cuenta es que el sistema óptico de captura de movimiento debe ser calibrado al inicio de cada día de experimentación. Los resultados del proceso de calibración son: la determinación

del sistema coordinado del laboratorio (Xlab, Ylab, Zlab) y la disminución del error en la estimación de las coordenadas espaciales de los marcadores. Una actividad importante durante el proceso de calibración es la configuración de la frecuencia de muestreo del sistema óptico de captura, para este caso y dado que se quería evitar pérdidas de información se configuró en 100Hz. Este valor es suficiente para la captura de movimientos lentos como la marcha humana. También se deben ubicar las tres cámaras que generarán los videos que deben valorar los profesionales de la salud en la segunda parte del ensayo experimental. En la Figura 3.1 se puede observar una imagen alusiva a la actividad. De forma paralela, se debe preparar el sitio donde se hace la validación de los participantes, los requisitos de este lugar son: una zona que permita realizar una segunda caminata de cuatro metros, en un extremo debe haber una silla y una mesa para hacer notaciones, el sitio utilizado durante este proyecto se puede observar en la Figura 3.2.



(a) Calibración de Sistema Óptico

(b) Esquema de ubicación cámaras para videos de los profesionales

FIGURA 3.1: Preparación del sitio de medición



FIGURA 3.2: Preparación del sitio de validación

2. Validación de participante: La primera actividad que se realiza con el adulto mayor es la extracción de su información de validación, esta incluye: número de identificación, edad, sexo, ocupación, información de enfermedades y su respectivo tratamiento hasta el momento, cirugías ortopédicas, antecedentes de traumatismos, información de caídas durante el último año, información de ayudas externas formuladas. Para complementar esta información se aplican las pruebas de batería corta desempeño físico [89] y MiniMental [91]. Una vez se obtiene la información de validación del participante; la cual determina: (i) el riesgo de caída del adulto mayor, (ii) la capacidad de la persona para seguir órdenes sencillas y (iii) la necesidad de acompañamiento durante la medición.

3. Entrada de participante a medición: Al participante se le proporciona asistencia para ingresar al recinto de experimentación si este la solicita o si se clasificó como con riesgo de caída al aplicar la batería corta de desempeño físico. Posteriormente, se miden el peso y la altura del participante.

4. Ubicación de marcadores reflectivos: El conjunto de marcadores que se utilizó sigue la recomendación del fabricante del sistema óptico de captura VICON¹. Sin embargo, existen varios criterios que analizar en la elección de modelo biomecánico de medición. El primer estándar que fue utilizado para tal fin fue el Modelo Convencional de la Marcha (CGM) v 1.0 [92], [93]; el cual era sencillo de utilizar; pero tiene como inconveniente una mala ubicación del centro articular de la cadera [94], [95]. Fue por esta razón y para la

¹ <https://www.vicon.com>

minimización de artefactos de movimiento que se utilizó la versión 2.3 del CGM [96], [97]. La Figura 3.3 muestra la ubicación de marcadores utilizados por los adultos mayores.

Para poder utilizar el modelo y determinar los valores de ángulo de los participantes son necesarios varios datos: distancia entre crestas ilíacas, longitud de pierna², ancho de la rodilla y ancho del tobillo de cada una de las piernas.

5. Calibración estática: Esta se realiza a partir de una captura de la posición de los marcadores, en la cual el participante se encuentra inmóvil. Durante esta ejecución, el sistema VICON realiza la estimación de los centros de rotación por medio de las ecuaciones del modelo biomecánico [96], [97] y de las medidas antropométricas que el modelo exige.

6. Ejecuciones de las pruebas de marcha: Una vez se ha ajustado el modelo al participante (calibración estática) se proceden a realizar las pruebas de marcha; en esta los participantes van del punto de partida al punto de llegada de forma ininterrumpida 10 veces con el fin de obtener información redundante en caso de errores en el dispositivo de captura.

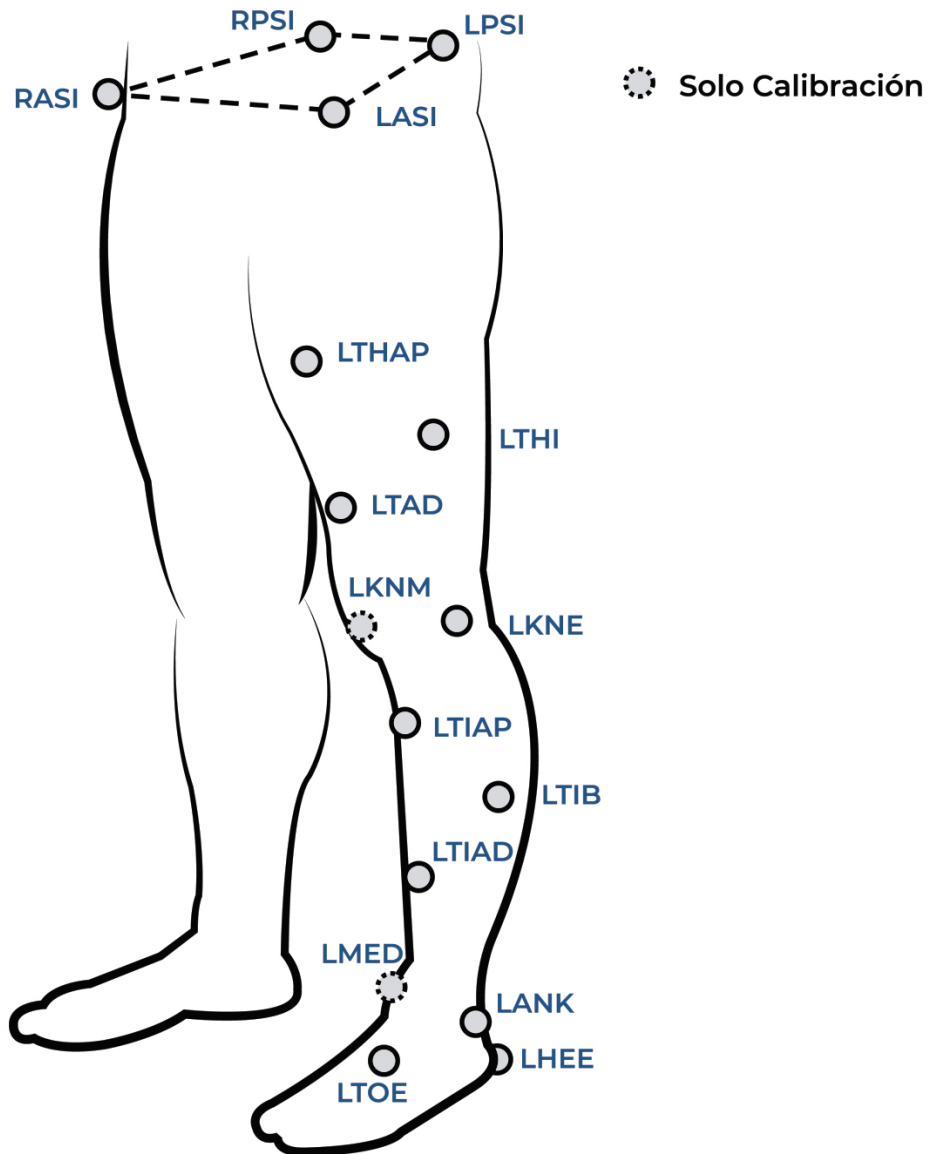
7. Procesamiento de información: Después de que el participante ha realizado las 10 marchas, se toman 5 en las que no se presenten problemas de captura. Posteriormente, se aplica el siguiente procedimiento para obtener los parámetros de marcha:



(a) Vista Antero-Lateral

(b) Vista Postero-Lateral

² Esta longitud es tomada desde la cresta ilíaca hasta el maleolo medial del tobillo



(c) Conjunto Marcadores

FIGURA 3.3: Ubicación de marcadores para modelo CGM2.3.*
* La imagen (c) fue adaptada de la página
<https://pycgm2.github.io/pages/CGM23-Overview.html>

a) Segmentar la captura de movimiento: en esta sub actividad se toma la nube de puntos que entrega el sistema óptico de captura de movimiento y cada marcador se identifica según el esquema mostrado en la Figura 3.3 (c). De igual forma se eliminan los puntos que son producto de reflejos y fallas en la iluminación del recinto.

b) Manejo de información faltante: durante esta actividad se deben analizar las trayectorias que se forman con la nube de puntos para ver si existen marcadores faltantes en cada una de las trayectorias. De ser así, se debe realizar un relleno de información faltante de la siguiente forma (tener en cuenta Figura 3.3 (c):

1. Rellenar información faltante de cadera: trayectorias de los marcadores RASI, LASI, RPSI, LPSI. Generalmente este relleno se hace utilizando la información de los otros marcadores. Ejemplo, si existe información faltante de la trayectoria RASI, se utiliza la información de LASI, RPSI, LPSI.
2. Rellenar información de muslos: El muslo derecho tiene la información de RASI, RTHAP, RTAD, RKNE. El muslo izquierdo tiene la información de LASI, LTHAP, LTAD, LKNE. De igual forma, se intenta relleno con la información de las trayectorias restantes; sin embargo de no ser posible hacerlo, es necesario utilizar polinomios spline de 5 orden obtenidos de la trayectoria a relleno para completar esta información.
3. Relleno de información de piernas y pies: Se aplica el procedimiento de interpolación anteriormente descrito a las piernas izquierda (LKNE, LTIAP, LTIAD, LANK), y derecha (RKNE, RTIAP, RTIAD, RANK) y a los pies izquierdo (LANK, LHEE, LTOE) y derecho (RANK, RHEE, RTOE).

Debido a la importancia de la cadera (base de las estimaciones del modelo) no se recomienda el relleno con polinomios splines (relleno con mayor probabilidad de inexactitudes) dado que el error por la estimación de esta información faltante es acumulativo. Este proceso es altamente dependiente de la experiencia y no puede ser ejecutado automáticamente dado que en ocasiones los distintos algoritmos pueden generar fallas.

c) Identificación de eventos de marcha: Una vez las trayectorias están completas se procede hacer la identificación manual de los eventos de marcha: golpes de talón y levantamiento de pies para cada pierna, a partir de la información de las trayectorias: RHEE, RTOE, LHEE y LTOE. Se debe hacer así dado que el experimento no pudo utilizar plataformas de fuerza (gold standard para la identificación de eventos) y con los algoritmos del sistema VICON no se logra la misma exactitud que con el procedimiento manual, debido a la heterogeneidad de los patrones de marcha de los participantes.

d) Ejecución del modelo y cálculo de parámetros espacio-temporales de la marcha
Valoración de concordancia inter/intra evaluador

1. Preparación del lugar: El objetivo de esta tarea es que los profesionales en la salud estén cómodos, no exista opción que intercambien información, y que el ángulo de visión de los profesionales de la salud sea similar, para evitar sesgos en sus diagnósticos. Una imagen del lugar de la prueba se puede observar en la Figura 3.4.



FIGURA 3.4: Preparación del sitio para valoración concordancia

2. Entrada de los profesionales de la salud a los recintos donde se realizará la prueba.
3. Entrega de los formatos de evaluación de POMA, uno por cada participante, a los profesionales de la salud.
4. Visualización de videos. Los videos serán reproducidos en el televisor de forma repetitiva durante 1 minuto. En este intervalo, los profesionales en la salud registrarán de forma paralela los resultados de su evaluación en el formato respectivo; al finalizar, se realiza una verificación de los resultados con cada profesional, esperando por 2 minutos el cambio del video. El mismo proceso será repetido 40 veces, una vez por cada participante.

En la segunda sesión, los videos son reproducidos en un orden diferente al de la primera, con el fin de evitar sesgo en la evaluación. Las sesiones 1 y 2 permitirán determinar la línea base de comparación de las concordancias inter e intra evaluador. Estos videos son similares al presentado en la Figura 3.5.

En las sesiones 3 y 4 a los videos se les adiciona la información de los índices del examen POMA-G automatizado. Los resultados de estas sesiones permitirán estimar cual es la incidencia de la información incluida sobre las concordancias inter e intra evaluador, ver Figura 3.6.

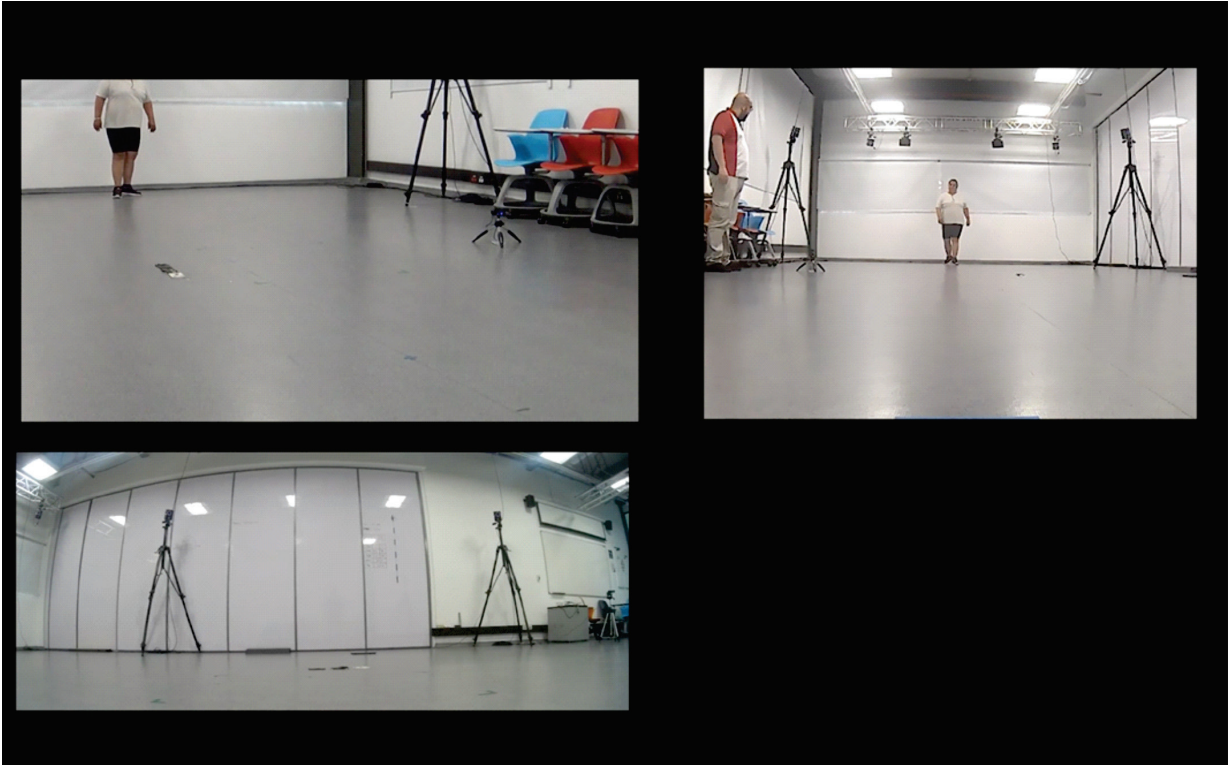


FIGURA 3.5: Video presentado en Sesiones 1 y 2

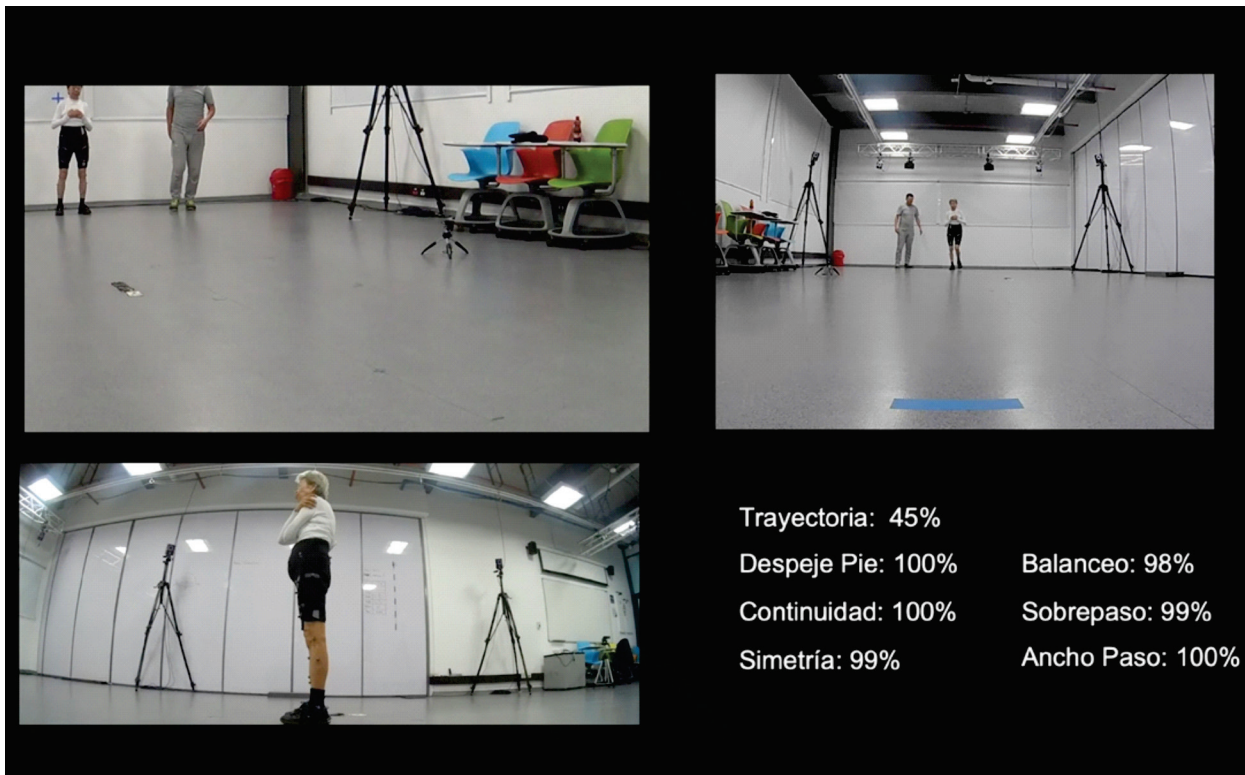


FIGURA 3.6: Video presentado en Sesiones 3 y 4

3.2.3. *Limitaciones del estudio y consideraciones éticas*

Limitaciones del estudio

Una de las limitaciones más fuertes que tiene el estudio es que la población de estudio no tenían problemas de marcha de origen neuro-muscular avanzado tales como Parkinson, Corea de Huntington, Esclerosis lateral amiotrófica, etc; Lo cual fue debido a que los comités de ética no aprueban la experimentación en poblaciones tan vulnerables a menos que el investigador tenga la suficiente experiencia. La anterior limitación ocasionó que la población en estudio no tuviera problemas en los componentes 10 y 11 del examen POMA.

La falta de homogeneidad en el calzado utilizado por los participantes puede generar diferencias en la fuerza de empuje del pie durante la marcha; lo cual puede originar discrepancias en los datos. Otra limitación es la que la mayoría de profesionales requieren de la cercanía del paciente y de su observación desde diferentes ángulos para hacer una valoración correcta; y en consecuencia, la evaluación a partir de videos pudo disminuir su confianza en los diagnósticos emitidos.

El número de participantes en las dos muestras estudiadas, sobre todo la concerniente a los profesionales de la salud, fue insuficiente para hacer una generalización de las conclusiones a la población colombiana; adicionalmente, la muestra de profesionales de la salud no permite realizar ningún tipo de análisis de regresión que explique el fenómeno de forma más general.

Consideraciones éticas

Esta investigación fue realizada teniendo en cuenta tres estándares éticos internacionales: el código de Nuremberg³, el informe Belmont⁴ y la declaración de Helsinki⁵.

Para evitar el sufrimiento de los participantes se determinó su capacidad para ejecutar las pruebas anteriormente explicadas. Esta capacidad fue estimada mediante un profesional en rehabilitación utilizando tres fuentes de información diferentes: una solicitud de la historia clínica, las respuestas al examen minimal de Folstein [91] y la batería corta de desempeño físico [89].

El procedimiento experimental fue presentado al comité de ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito (*aval 05 - 2020*). Cada uno de los participantes se les hizo firmar un consentimiento informado para garantizar el correcto tratamiento de los datos. Una copia del consentimiento informado puede verse en los anexos a este reporte.

3 Una copia del código puede ser hallada en <http://tiny.cc/8lfslz>

4 Una copia del informe puede ser descargada de la web <http://tiny.cc/zsfslz>

5 Asociación Médica Mundial <http://tiny.cc/hzfslz>

3.3. Extracción de parámetros espacio-temporales de marcha

La extracción de parámetros espacio temporales de marcha humana fue realizada utilizando el software propietario NEXUS que acompaña al sistema óptico de captura de movimiento, VICON. La Figura 3.7 ilustra las definiciones de longitud de zancada, longitud de paso y ancho de paso.

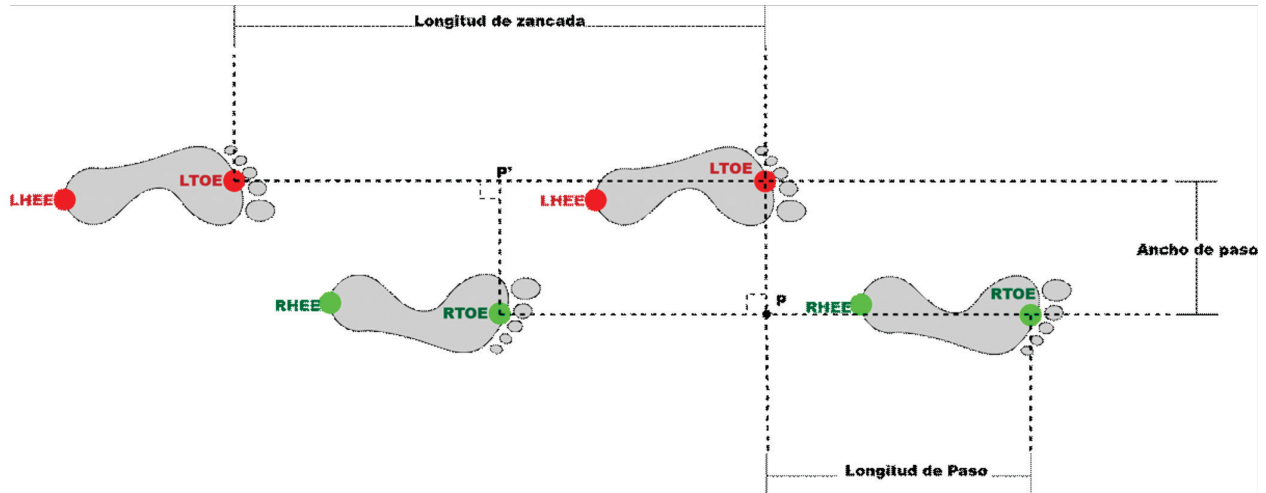


FIGURA 3.7: Definición de parámetros espacio-temporales

3.3.1. Sistema coordenado en el sentido de avance

Para la extracción de los parámetros espacio temporales se definió un sistema coordenado adicional $(X_{adv}, Y_{adv}, Z_{adv})$, cuyo eje X y Z coinciden con la dirección de la marcha y el vector de gravedad, respectivamente. El eje Z_{adv} es paralelo al eje Z_{lab} mencionado en la Sección 3.2.2.

Para transformar puntos del sistema coordenado del laboratorio al descrito en el párrafo precedente se aplican los dos procedimientos descritos a continuación. En el primero, ilustrado en la Figura 3.8, los puntos azules corresponden a la trayectoria generada por el centro de la pelvis, el cual es el promedio de las trayectorias de los marcadores RASI, LASI, RPSI y LPSI. Los puntos rojo y negro corresponde a la primera y última muestra de la trayectoria del centro de la pelvis, respectivamente. El vector V_1 , que une los puntos inicial y final forma un ángulo θ_1 con la horizontal. Todos los puntos en color azul se giran al rededor del eje Z (perpendicular al plano de la página) un ángulo θ_1 en sentido horario, con el fin de que el vector V_1 quede alineado con X_{lab} (eje horizontal). Posteriormente, se traslada el punto en color rojo hacia el origen, con el fin de simplificar las operaciones siguientes.

Una vez realizada la primera operación se obtiene el resultado mostrado en la Figura 3.9. Para el segundo procedimiento, se hace el ajuste polinomial de primer orden de los puntos de la trayectoria rotada, obteniéndose el vector púrpura; el cual representa la dirección de avance del participante.

La última operación del segundo procedimiento es rotar nuevamente en sentido anti- horario alrededor del eje Z un ángulo igual a menos el ángulo de elevación del vector purpura (θ_2). El resultado de las dos operaciones se puede observar en la Figura 3.10. De igual, forma la matriz de rotación que describe el sistema coordenado en el sentido de avance se puede apreciar en la Ecuación 3.1

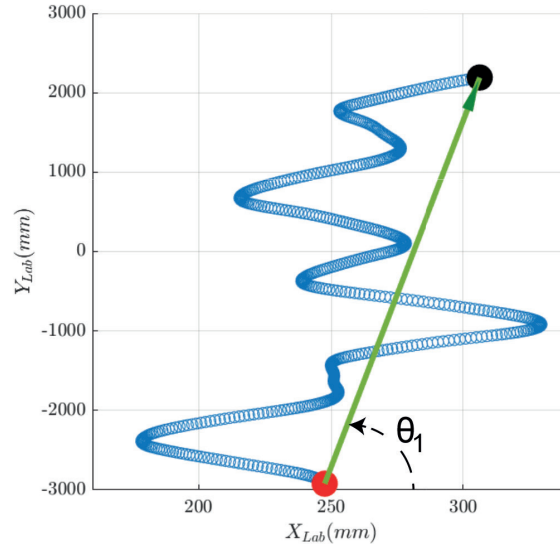


FIGURA 3.8: Trayectoria del centro de pelvis en el sistema coordenado del laboratorio

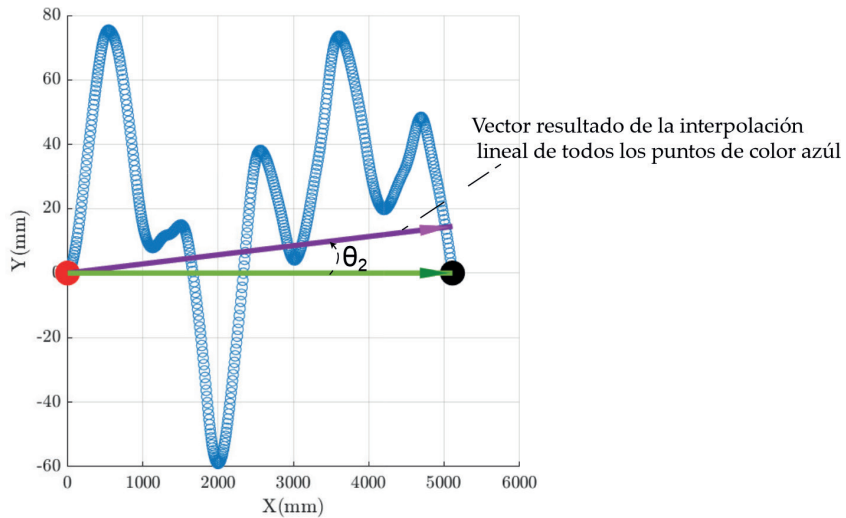


FIGURA 3.9: Segundo procedimiento para la obtención del sistema coordenado en el sentido de avance

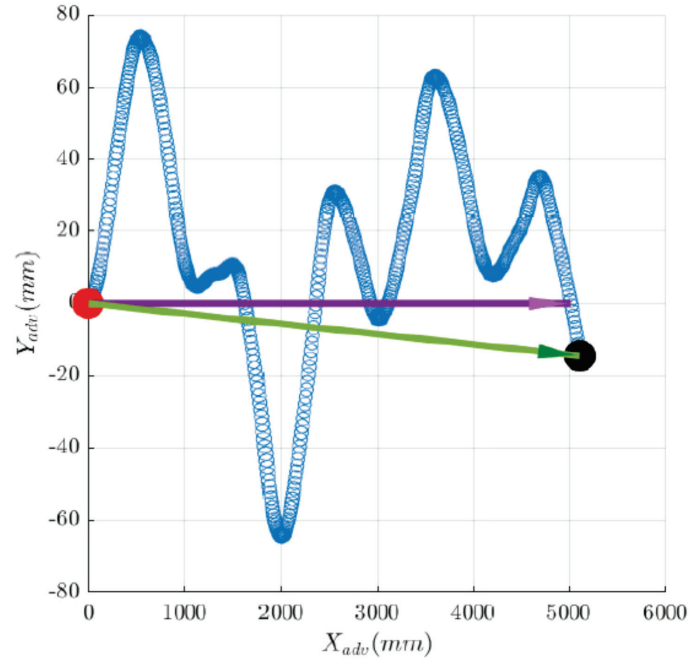


FIGURA 3.10: Resultado de la rotación de la trayectoria de centro de pelvis

$$R_{lab}^{adv} = \begin{bmatrix} \cos(-\theta_2) & -\sin(-\theta_2) & 0 \\ \sin(-\theta_2) & \cos(-\theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

3.3.2 Parámetros Espaciales de Marcha Humana

La estimación de los parámetros requiere determinar los puntos P y P^t de la Figura 3.7. Estos puntos son las proyecciones del marcador de dedos ipsilateral, en el momento del despegue de dedos, sobre el vector formado por los marcadores de dedos contralateral en los momentos de despegue de dedos anterior y posterior. Es de aclarar que todos los parámetros se calculan en cada ciclo de marcha, pero el programa entrega un solo valor promedio por toda la marcha analizada. Con esto en mente, las especificaciones proceden de la siguiente forma, ver Figura 3.7:

- Longitud de Zancada: distancia entre las posiciones del marcador de dedos ipsilateral durante dos eventos de despegue de dedos consecutivos.
- Longitud de paso: distancia entre los puntos P y P^t con su respectivo marcador (ipsilateral) en el siguiente evento de levantamiento de dedos.
- Ancho de paso: distancia entre el punto P y P^t y el marcador contralateral en el evento de levantamiento de dedos.

3.3.3. *Parámetros Temporales de Marcha Humana*

Estos parámetros son calculados usando los eventos de marcha humana determinados en la fase de procesamiento de marcha. A continuación se presenta la forma de estimación de estos parámetros:

- Duración de fase monopodal: Tiempo transcurrido entre eventos de levantamiento de dedos contralaterales y el siguiente evento de contacto de talón.
- Duración de fase bipodal: Tiempo transcurrido entre el contacto de talón ipsilateral y el levantamiento de dedos contralateral más el tiempo transcurrido entre el contacto de talón contralateral y el levantamiento de dedos ipsilateral.
- Índice de cojeo (limp index): tiempo en que el pie ipsilateral está en el piso dividido el tiempo en que el pie contralateral está en el piso.
- Tiempo de zancada: tiempo transcurrido entre dos golpes de talón sucesivos.
- Tiempo de paso: tiempo transcurrido entre el evento de golpe de talón contralateral y el siguiente golpe de talón ipsilateral.

3.3.4. *Parámetros Espacio-Temporales Mixtos de Marcha Humana*

Son aquellos en los que se combina un parámetro espacial con uno temporal:

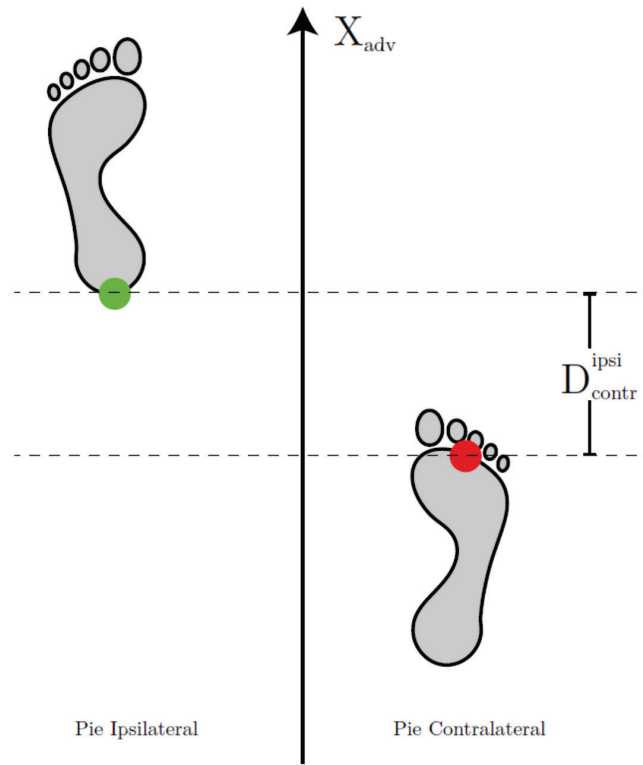
- Cadencia: Número de zancadas por minuto.
- Velocidad de marcha: Longitud de zancada dividido tiempo de zancada. Este parámetro se calcula para cada pierna.
- Velocidad de avance: Este parámetro no es calculado mediante el programa NEXUS sino que se utiliza la primera derivada de la trayectoria del centro de la pelvis en el sentido de avance del participante, como se puede apreciar en la Sección 3.3.1.

3.4. Índices para POMA-G automatizado

A partir de la información de la valoración de marcha propuesta por Tinetti (descrita en la Sección 2.2.8 y resumida en la Tabla 2.1) y de los parámetros espacio-temporales de marcha humana se han propuesto diversos índices que permiten estimar realizar una estimación automatizada de los componentes X a XVI del ámbito de marcha del examen POMA utilizando un rango continuo entre 0 y 1.

3.4.1. Longitud de paso, $Index_{surpass}$

El componente 11-a del examen POMA evalúa si el pie ipsilateral supera al contralateral durante un ciclo de marcha. Este parámetro, denominado D_{Contr}^{ipsi} , se calcula como la diferencia entre las componentes en el eje X_{adv} , del marcador de talón del pie ipsilateral y el marcador de eje metatarsiano del pie contralateral. Estos valores se miden durante el contacto con el suelo (Figura 3.11). Si esta distancia es mayor a 10cm se considera que el pie ipsilateral ha sobrepasado el pie contralateral.


 FIGURA 3.11: Descripción gráfica de la distancia D_{Contr}^{ipsi} .

Sin embargo, D_{Contr}^{ipsi} puede tener dos sentidos, el positivo; en el cual el talón ipsilateral está por delante del metatarso contralateral; contrario al sentido negativo donde el metatarso contralateral está por delante del talón ipsilateral. D_{Contr}^{ipsi} es negativo cuando el pie ipsilateral no sobrepasa al controlateral.

El índice debe tomarse tanto para cada ciclo de marcha y tendrá lateralidad derecha cuando el pie ipsilateral sea el derecho, mientras que el índice tendrá lateralidad izquierda cuando sea el pie izquierdo ipsilateral. Dado que el índice se toma para cada ciclo de marcha es necesario resumirlo mediante un estadístico de media.

$$g_1(x, th_1, th_2) = \begin{cases} 0 & x < th_1 \\ \frac{1}{th_2 - th_1}x - \frac{th_2}{th_2 - th_1} + 1 & th_1 \leq x \leq th_2 \\ 1 & x > th_2 \end{cases} \quad (3.2)$$

$$Index_{surpass_{der}} = g_1(D_{der}^{izq}, 0cm, 10cm) \quad (3.3)$$

$$Index_{surpass_{izq}} = g_1(D_{izq}^{der}, 0cm, 10cm) \quad (3.4)$$

Las Ecuaciones 3.2-3.4 presentan la descripción matemática del índice. D_{der}^{izq} representala distancia D_{contr}^{ipsi} cuando el pie derecho está en la posición ipsilateral mientras que D_{izq}^{der} representa la misma distancia pero teniendo en cuenta que el pie ipsilateral ahora es el izquierdo. En la Figura 3.12 se puede ver el comportamiento de la Ecuación ante diferentes valores de D_{contr}^{ipsi} para $th_1 = 0cm$ y $th_2 = 10cm$.

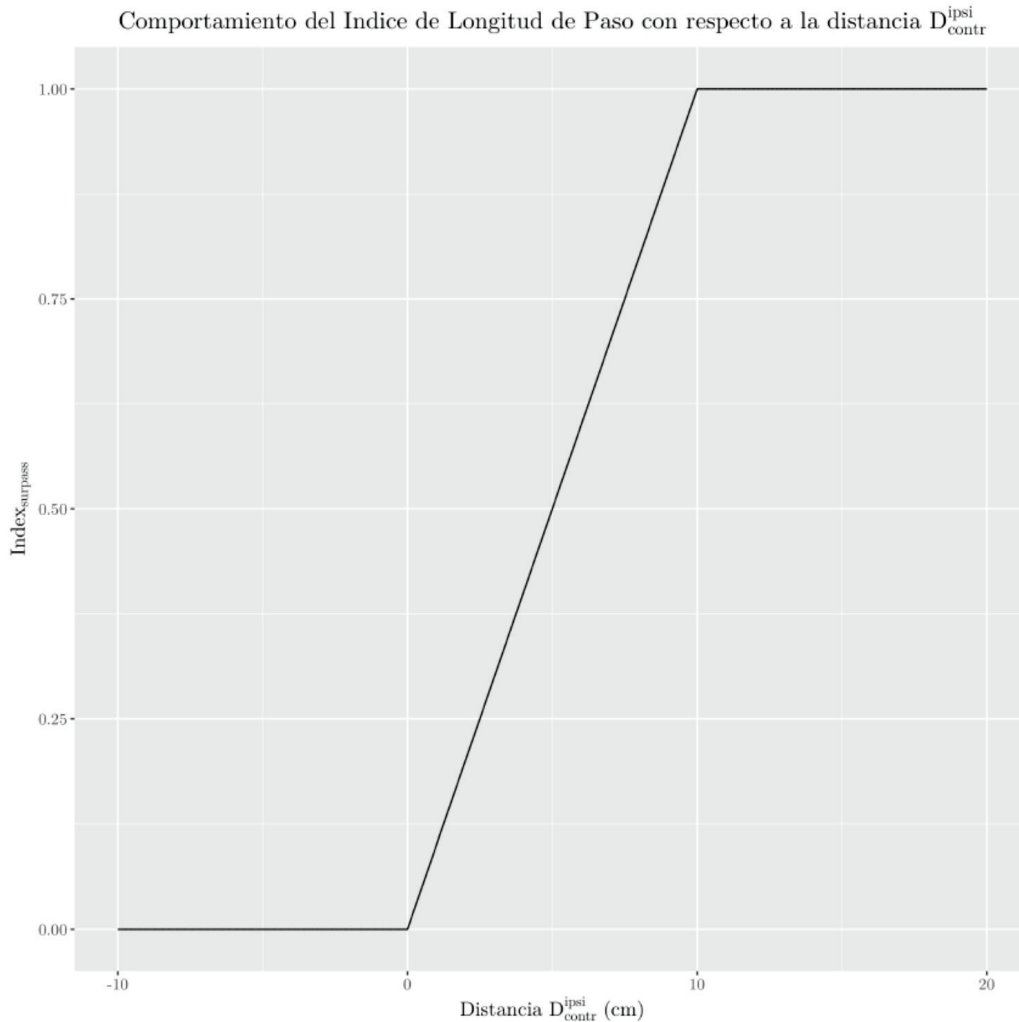


FIGURA 3.12: Índice de Longitud de Paso para POMA-G Automatizado.

3.4.2. Altura de paso, $Index_{clearance}$

Este parámetro, que corresponde al componente 11-b del examen, tiene como propósito determinar si durante la fase de apoyo monopodal, el pie contralateral permanece en contacto con el piso o se levanta. Para cuantificar este comportamiento se utilizó la Ecuación 3.2, considerando $th_1 = 0$ y $th_2 = 1$. La altura del pie se calcula como la diferencia entre el máximo y mínimo de la coordenada Z del marcador RTOE, cuando el pie contralateral es el derecho; y del marcador LTOE para la situación complementaria.

3.4.3. Simetría, $Index_{sym}$

El objetivo de este índice es valorar el componente 12, simetría de paso, del examen de Tinetti; en el cual se hace una comparación entre las medias de las longitudes de paso. Como solución planteada hacia un POMA-G automatizado; las longitudes de pa- so se compararán utilizando la Ecuación 3.5; en la cual, los términos x_1 y x_2 toman el valor de las longitudes de paso izquierdo y derecho indistintamente; por consiguiente $Index_{sym} = f(x_1, x_2)$.

$$f(x_1, x_2) = \begin{cases} \frac{x_1}{x_2} & 0 \leq \frac{x_1}{x_2} \leq 1 \\ 2 - \frac{x_1}{x_2} & 1 < \frac{x_1}{x_2} \leq 2 \\ 0 & \frac{x_1}{x_2} \notin [0, 2] \end{cases} \quad (3.5)$$

Como se puede apreciar en la Figura 3.13, dado que x_1 y x_2 son valores positivos, el cociente entre los dos x_1/x_2 toma valores en el rango $[0, \infty]$; como consecuencia se tiene que los valores resultantes para $Index_{sym}$ oscilan entre 0 y 1, donde 1 se obtiene cuando $x_1 = x_2$. En la Figura 3.14 se aprecia la representación gráfica de un marcha asimétrica, se observa como el valor de x_2 es mucho mayor que el de x_1 haciendo que el índice tienda a 0.

3.4.4. Continuidad, $Index_{cont}$

Este indicador, que corresponde al componente 13 del examen POMA, evalúa la fluidez de la marcha, se calcula comparando la duración de la fase de apoyo bipodal con el promedio de los tiempos de zancada izquierdo ($T_{strideizq}$)y derecho, ($T_{strideder}$). Si el tiempo de doble soporte supera el 25 % del ciclo de marcha [98] entonces se puede suponer que empiezan a existir discontinuidades y el índice comienza a descender, este comportamiento se refleja en la Figura 3.15

$$Index_{cont} = 100 \left(1 - \frac{\max \left(\frac{2T_{DoubleSupport}}{T_{strideder} + T_{strideizq}} - 0.25, 0 \right)}{0.75} \right) \quad (3.6)$$

$T_{DoubleSupport}$ representa el tiempo que dura la fase de doble soporte, $T_{strideder}$ es el tiempo de zancada medio de la pierna derecha; mientras que $T_{strideizq}$ representa el tiempo de zancada medio de la pierna izquierda, el coeficiente 2 proviene del cálculo del promedio de $T_{stride_{der}}$ y $T_{stride_{izq}}$.

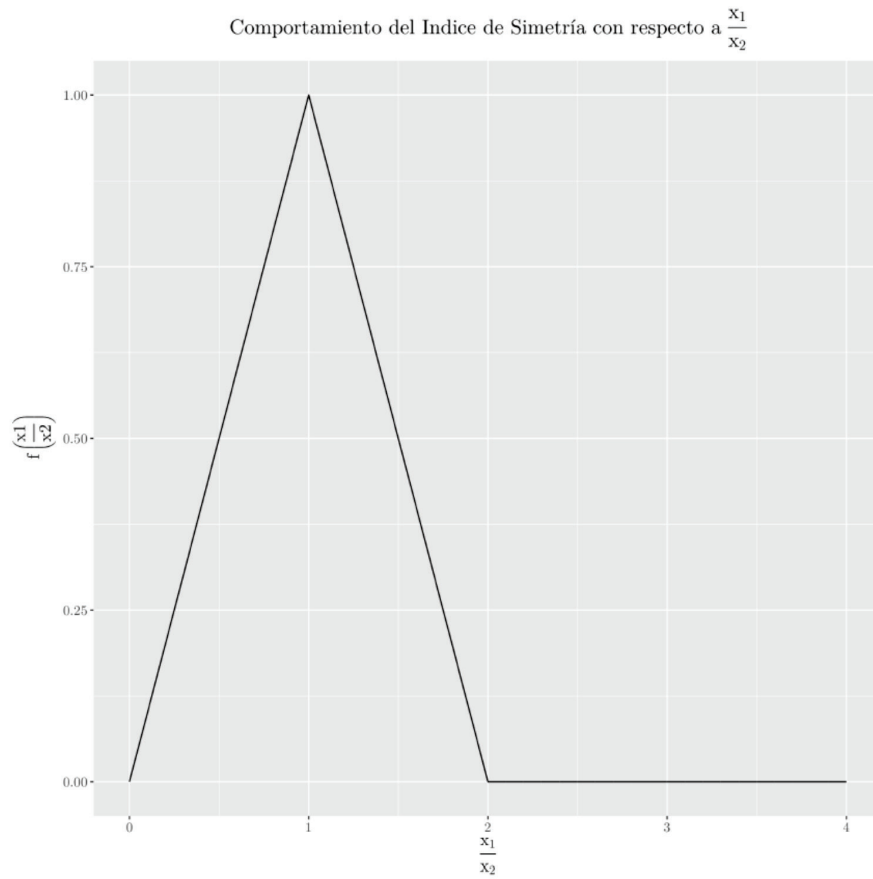


FIGURA 3.13: Índice de simetría para POMA-G Automatizado.

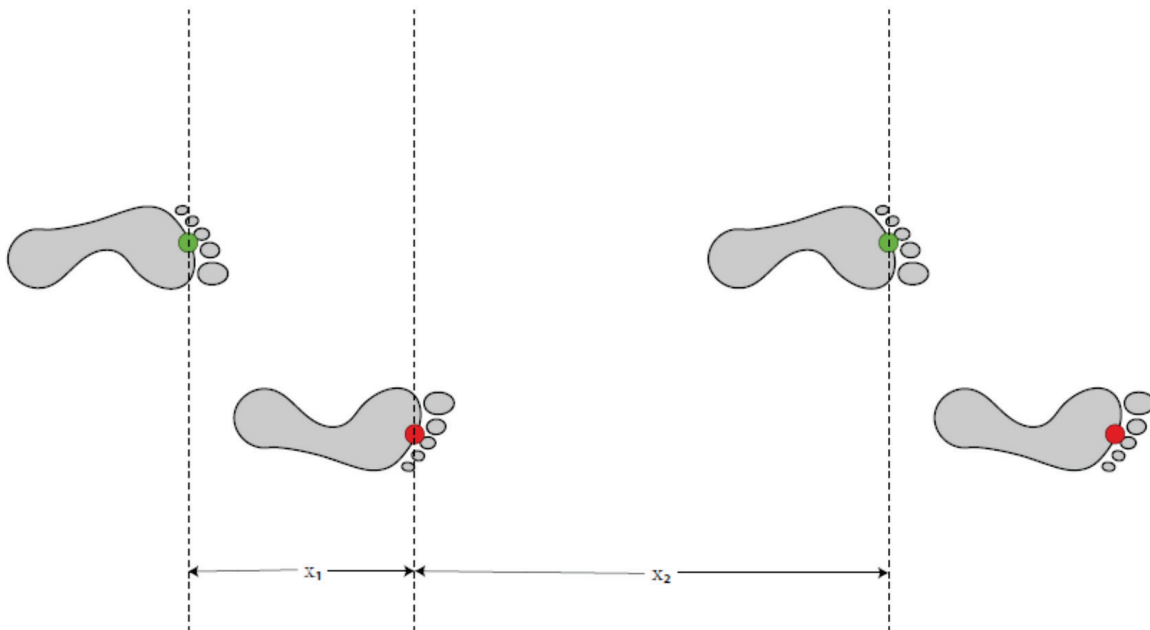


FIGURA 3.14: Descripción gráfica de una marcha asimétrica.

3.4.5. Trayectoria, $Index_{traj}$

Este parámetro busca valorar el componente 14, desvío de trayectoria de la escala de Tinetti, es decir, la desviación que tiene la trayectoria de la marcha del participante (trayectoria real) con respecto a la línea recta (trayectoria esperada). En la Figura 3.16 se observa una versión extrema del proceso de marcha.

El índice se determina como la relación entre la distancia que debería transitar el centro de la pelvis (distancia entre el punto donde inicia la marcha ($P_i : [x_i, y_i]$) y el punto donde finaliza esta ($P_f : x_f, y_f$) y la distancia que realmente recorre, D_{traj} . Es necesario aclarar que la trayectoria está definida a trozos, el número de trozos, N_{Seg} es dependiente de la tasa de muestreo T_s y la duración de la marcha, D ; es así como en una marcha con duración 3s, a la tasa de muestreo utilizada (100Hz) la trayectoria estará definida por 299 segmentos, $N_{Seg} = D T_s - 1$. La distancia, D_{traj} , será la suma de las longitudes de cada segmento.

En consecuencia, este índice toma valores entre cero y uno. Entre más se desvíe la trayectoria de marcha de una línea recta, más bajo será el valor del índice. En contraposición, el índice será igual a uno solo cuando la trayectoria de marcha sea una recta perfecta.

$$Index_{traj} = \frac{\sqrt{(y_f - y_i)^2 + (x_f - x_i)^2}}{D_{traj}} \quad (3.7)$$

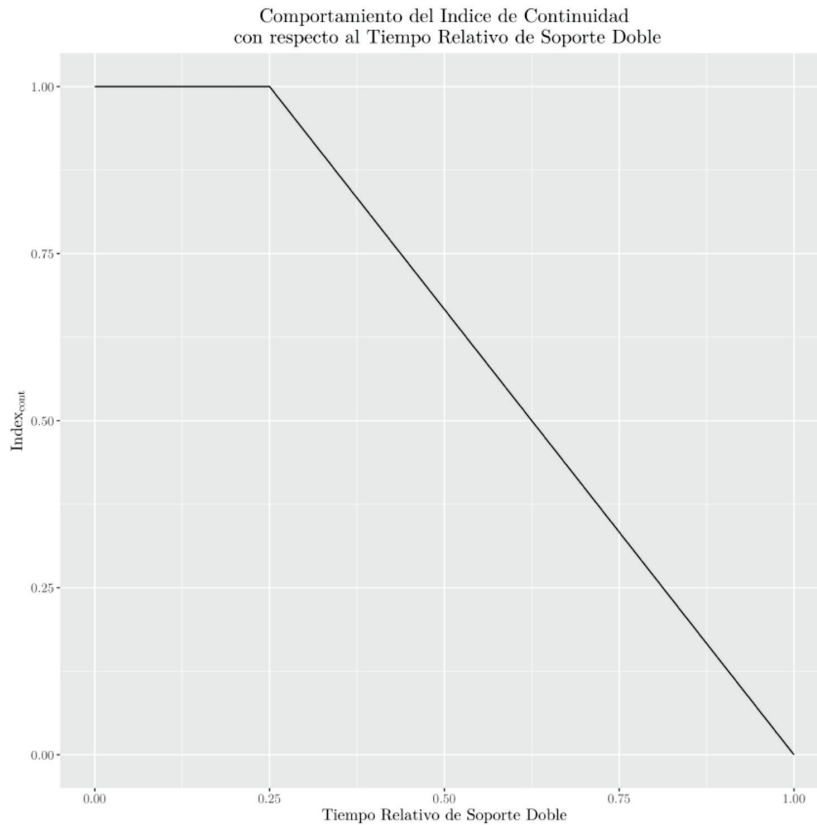


FIGURA 3.15: Índice de Continuidad para POMA-G Automatizado.

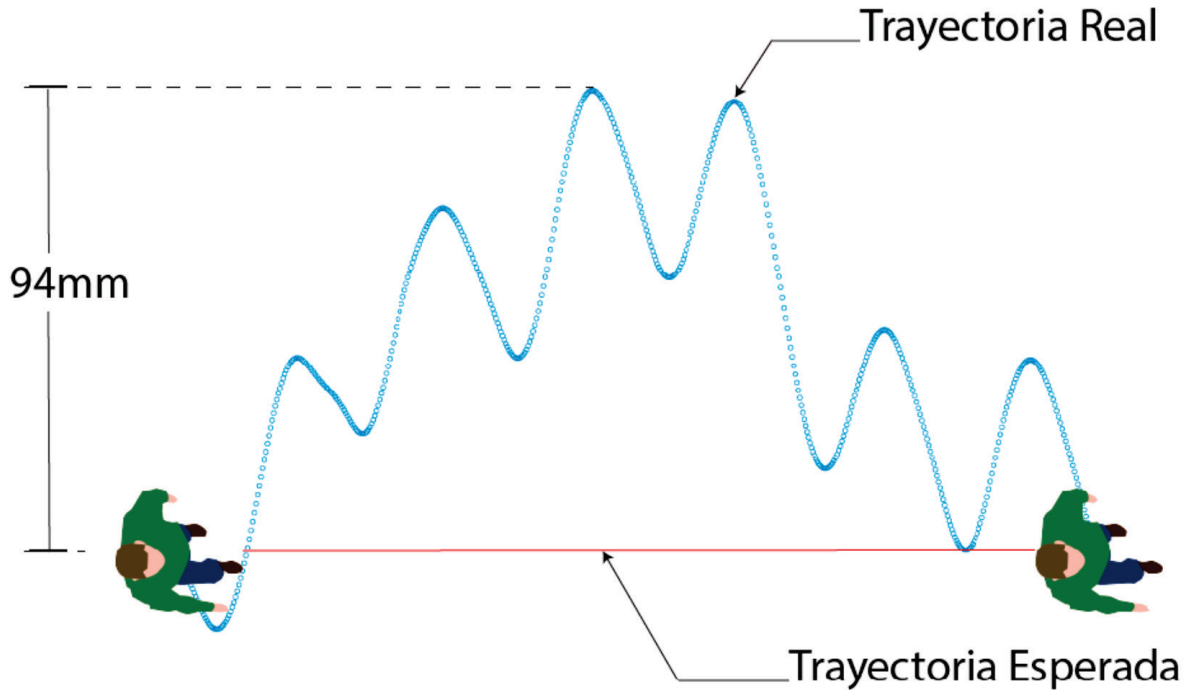


FIGURA 3.16: Índice de trayectoria para POMA-G Automatizado. Versión Aumentada

3.4.6. Tronco, $Index_{trunk}$

Según la evaluación POMA tradicional, el balanceo de tronco (componente 15) es una medida de la cantidad de movimiento de izquierda a derecha que realiza la tronco del participante [53]. Dado que la parte más alta que se midió fue la pelvis y para automatizar este componente se utilizaron las trayectorias de los marcadores RASI y LASI en el sistema coordenado de la dirección de avance. En la Figura 3.17, las trayectorias RASI y LASI están representadas por las líneas azul y roja, respectivamente.

El primer paso para calcular este índice consiste en determinar los puntos mínimos y máximos de las trayectorias RASI y LASI con respecto al sistema coordenado de avance presentado en la Sección 3.3.1. A estos puntos se les conocerán como:

- $P_{RASI_{min}} : [x_{RASI_{min}}, y_{RASI_{min}}]$.
- $P_{RASI_{max}} : [x_{RASI_{max}}, y_{RASI_{max}}]$
- $P_{LASI_{min}} : [x_{LASI_{min}}, y_{LASI_{min}}]$
- $P_{LASI_{max}} : [x_{LASI_{max}}, y_{LASI_{max}}]$

Estos puntos están representados en la Figura 3.17 como el rombo verde, el cuadro verde, el rombo púrpura y el cuadro púrpura respectivamente.

La siguiente tarea para determinar el índice es el cálculo de los ángulos ϕ_1 y ϕ_2 . Es tos ángulos serán menores entre menos balanceo de tronco exista. Las Ecuaciones 3.8 y 3.9 muestran el procedimiento matemático para determinar ambos ángulos. Cabe anotar que los valores absolutos son usados para obtener siempre valores positivos y así

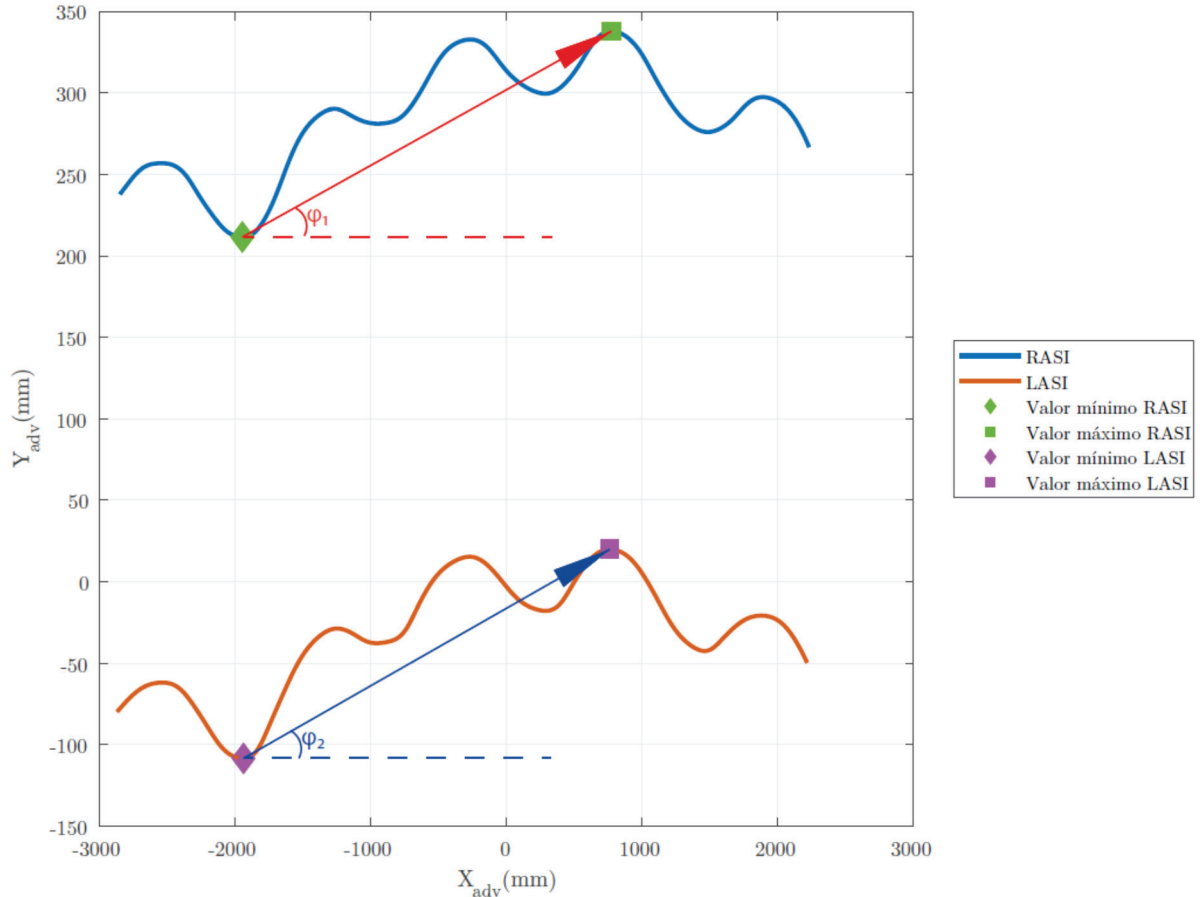


FIGURA 3.17: Variables utilizadas para calcular el índice de balanceo de tronco en POMA-G Automatizado.

Resolver el problema de la ubicación relativa entre los puntos máximo y mínimo de la trayectoria.

$$\phi_1 = \text{atan} \left(\frac{|y_{RASI_{max}} - y_{RASI_{min}}|}{|x_{RASI_{max}} - x_{RASI_{min}}|} \right) \quad (3.8)$$

$$\phi_2 = \text{atan} \left(\frac{|y_{LASI_{max}} - y_{LASI_{min}}|}{|x_{LASI_{max}} - x_{LASI_{min}}|} \right) \quad (3.9)$$

Debido a los valores absolutos en las Ecuaciones 3.8 y 3.9, los ángulos ϕ_1 y ϕ_2 estarán entre 0° y 90° . Un ángulo igual a cero indica que no hay balanceo del tronco, y uno tendiente a 90° , que el balanceo es excesivo. Por tal el índice de balanceo ($Index_{trunk}$) será el

promedio de los índices de balanceo izquierdos y derechos ($Index_{trunk_{izq}}$, $Index_{trunk_{der}}$) como se presentan en las Ecuaciones 3.10 a 3.13

$$Index_{trunk_{der}} = \frac{\pi - 2\varphi_1}{\pi} \quad (3.10)$$

$$Index_{trunk_{izq}} = \frac{\frac{\pi}{2} - \varphi_2}{\frac{\pi}{2}} \quad (3.11)$$

$$Index_{trunk} = \frac{Index_{trunk_{der}} + Index_{trunk_{izq}}}{2} \quad (3.12)$$

$$Index_{trunk} = \frac{\pi - \varphi_1 - \varphi_2}{\pi} \quad (3.13)$$

3.4.7. Postura en la marcha, $Index_{sw}$

Según Tinetti, durante la evaluación de este punto, componente 16, el profesional en la salud debe determinar si los talones se encuentran separados o si por el contrario están a punto de tocarse. Según Magee [98], la separación de los talones durante la marcha debe tener como máximo 10 centímetros. El índice para el POMA-G automatizado se obtiene utilizando la Ecuación 3.14, en la cual x es la media del ancho de paso izquierdo y derecho y las constantes th_1 y th_2 se seleccionan en 10 y 15 respectivamente. De esta manera, el índice decrece de 1 a 0, cuando el ancho de paso crece de 10 a 15 cm. Dado que, según Tinetti [53], el componente de postura de marcha mide que tan cercanos están los pies durante la caminata, este índice valorará muy bien caminatas con un ancho de paso muy bajo.

$$g_2(x, th_1, th_2) = \begin{cases} 1 & x < th_1 \\ \frac{-1}{th_2 - th_1}x + \frac{th_2}{th_2 - th_1} & th_1 \leq x \leq th_2 \\ 0 & x > th_2 \end{cases} \quad (3.14)$$

3.5. Análisis estadístico de datos

Existen varias actividades que se deben tener en cuenta en el análisis estadístico de los datos. Las variables cualitativas se resumirán en frecuencias y porcentajes, y las cuantitativas en promedios y desviación estándar si su distribución es normal o mediana y rango intercuantil si son no normales.

Para determinar los indicadores de riesgo de caída es necesario tener en cuenta que los datos recopilados durante el experimento presentan tres características: la presencia de medidas repetidas, las muestras son independientes y la existencia de variables con distribución no normal; por lo cual, el procedimiento de análisis es el siguiente:

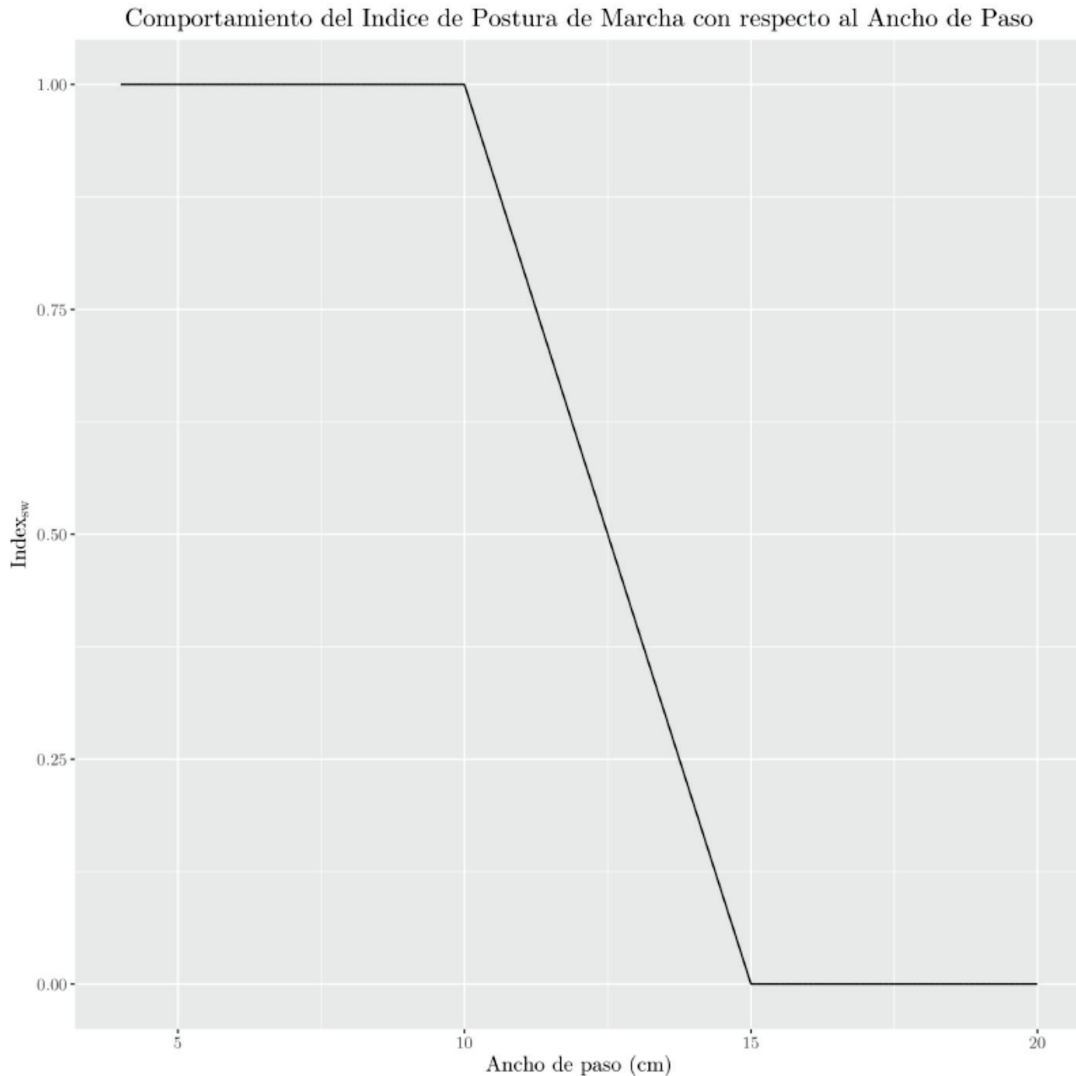


FIGURA 3.18: Índice de postura de marcha para POMA-G Automatizado.

1. Se resume cada una de las variables medidas en las cinco marchas de cada participante utilizando los siguientes estadísticos: media, mediana, desviación estándar, varianza, coeficiente de asimetría, coeficiente de kurtosis, rango, rango intercuartil y coeficiente de variación; obteniendo un nuevo conjunto de datos por cada estadístico empleado, para un total de nueve.
2. Teniendo en cuenta el riesgo de caída de los participantes, se separa cada variable en dos grupos muestrales CON y SIN riesgo. Esta operación se realiza para los 9 conjuntos de datos resultantes del punto anterior.
3. Los grupos muestrales se comparan con la prueba T de Student, si estos son normales y con la prueba de sumatoria de rangos de Wilcoxon en caso contrario.

La comprobación de normalidad se realiza utilizando la prueba de Lilliefors, y la de homocedasticidad con la prueba de Levene.

El análisis de concordancia inter/intra evaluador será resuelto utilizando los coeficientes de correlación intraclase y el coeficiente Kappa.

3.5.1. Coeficiente Kappa de Cohen

Es un valor entre 0 y 1 que indica el nivel de concordancia entre dos evaluadores, o entre dos evaluaciones realizadas por la misma persona. Un valor de 1 indica que las evaluaciones están en perfecta concordancia, y un valor de cero que la concordancia no está por encima de lo que se esperaría por azar. Este valor se calcula mediante la Ecuación 3.15.

$$\kappa = \frac{p_0 - p_e}{1 - p_e} \quad (3.15)$$

Donde p_0 es la exactitud, la cual se define como la proporción de participantes que obtuvieron los mismos resultados en las dos evaluaciones. La variable p_e se calcula de acuerdo con la expresión matemática presentada en la Ecuación 3.16

$$p_e = \frac{1}{N^2} \sum_{i \in C} n_{1,i} \cdot n_{2,i} \quad (3.16)$$

Donde N es el número de elementos a clasificar, que para el presente estudio es 40. En cuanto a la variable i , esta toma valores en el conjunto de los posibles resultados de una evaluación. En el caso de POMA-G, por ejemplo, i toma valores entre 0 y 12. El escalar $n_{1,i}$ representa el número de participantes que obtuvieron un puntaje i en la primera evaluación. De manera similar, $n_{2,i}$ representa el número de participantes que obtuvieron un puntaje i en la segunda evaluación.

3.5.2. Coeficiente de correlación intraclase

Es un valor entre -1 y +1 que indica el nivel de concordancia entre dos evaluadores, o entre dos evaluaciones realizadas por la misma persona. Un valor de +1 indica que las evaluaciones están en perfecta concordancia, un valor de cero que la concordancia no está por encima de lo que se esperaría por azar, y un valor de -1 que las evaluaciones son completamente opuestas. La primera definición de ICC utilizaba la ecuación 3.17 y se presenta en este documento solo con propósitos ilustrativos. En la actualidad, esta definición ha sido reemplazada por un procedimiento de cálculo basado en las varianzas entregadas por la matriz ANOVA.

$$I_{cc} = \frac{1}{s^2 (N - 1)} \sum_{k=1}^N (x_{1,k} - \bar{x}) (x_{2,k} - \bar{x}) \quad (3.17)$$

Donde $x_{1,k}$ y $x_{2,k}$ son los resultados de la primera y segunda evaluación del participante k , respectivamente. Las variables \bar{x} y s^2 se calculan utilizando las Ecuaciones 3.18

$$\bar{x} = \frac{1}{2N} \sum_{k=1}^N (x_{1,k} + x_{2,k}) \quad (3.18)$$

$$s^2 = \frac{1}{2N - 1} \sum_{k=1}^N [(x_{1,k} - \bar{x})^2 + (x_{2,k} - \bar{x})^2] \quad (3.19)$$

Los cálculos de coeficiente de correlación intraclase presentados en el capítulo de resultados se realizaron utilizando la función ICC del Lenguaje R versión 3.6.3.

3.6. Resumen

En este capítulo se presentó el desarrollo metodológico del trabajo detallando el procedimiento experimental, la información extraída de las capturas de movimiento y la propuesta para determinar el riesgo de caída en adultos mayores, así como el efecto en la concordancia inter/intra evaluador del examen POMA automatizado. Finalmente, se describió el procedimiento estadístico para el análisis de datos y las consideraciones éticas tenidas en cuenta durante la realización del proyecto.

IV

RESULTADOS

Como se había descrito en la Sección 3.5, el análisis estadístico está dividido en dos partes: la determinación de indicadores de riesgo de caída en adulto mayor y el análisis de concordancia entre los dictámenes de los profesionales de la salud. El objetivo de la primera parte es comparar los diferentes parámetros espacio-temporales de marcha humana para las dos muestras poblacionales y de esta forma determinar cuáles de estos parámetros presentan diferencias estadísticas para el riesgo de caída; mientras que, el objetivo de la segunda parte del es la valoración de la concordancia inter/intra evaluador y determinar el efecto que tiene el dispositivo de captura de movimiento en esta concordancia.

4.1. Determinación de indicadores de riesgo de caída en adulto mayor

Los indicadores de riesgo de caída en adulto mayor son las variables biomecánicas que presentan diferencias estadísticamente significativas para las muestras poblacionales con y sin riesgo de caída. En este trabajo, las variables biomecánicas analizadas fueron los parámetros espacio temporales de marcha humana, es por esta razón, que a par tir de esta sección variables biomecánicas, parámetros espacio-temporales de marcha e indicadores de riesgo de caída serán utilizados como sinónimos.

Para lograr una comprobación independiente de los indicadores riesgo de caída alcanzados con el examen POMA-G automatizado, se utilizó la prueba SPPB. Las variables biomecánicas estudiadas están descritas en la Sección 3.3.

El análisis de datos se dividió en dos partes, en la primera se hace una descripción de los datos por medio de gráficos estadísticos y en la segunda parte se describen los resultados de la comparación de las muestras poblacionales utilizando cada una las variables espacio-temporales seleccionadas.

Las medidas fueron procesadas con el software R versión 3.6.3, las pruebas de normalidad de Lillifors fueron realizadas con la librería de R, *nortest* v 1.0-4, las pruebas de homocedasticidad de Levene se realizó con la librería *Car* versión 3.0-6, las gráficas y el preprocesamiento de datos fueron realizada con el conjunto de librerías *Tidyverse* (*ggplot2*, *dplyr*, etc) versión 1.3.0.

4.1.1. Descripción estadística de los datos

Para la descripción estadística de los datos se utilizó un gráfico de caja y bigotes; el cual muestra valores máximo y mínimo, cuartiles primero, segundo (mediana) y tercero, también se visualizan los límites inferior y superior que definen los valores atípicos. Además, también se presentan los valores medios de cada variable biomecánica. Los anteriores estadísticos se diferencian para las poblaciones con y sin riesgo en colores verde y naranja respectivamente.

Otra información que evidencian las gráficas son los valores de significancia que arroja la prueba de normalidad de Lilliefors [99] para cada parámetro espacio-temporal de marcha humana.

La Figura 4.1 presenta los resultados descriptivos de las variables espaciales: (i) ancho de paso izquierdo y derecho, (ii) longitud de paso derecho e izquierdo y (iii) longitud de zancada derecho e izquierdo. Cada variable está medida en metros (m). Existen tres variables que son normales (longitud de paso izquierdo y derecho) y la longitud de zancada izquierda. Las variables espaciales de ancho de paso derecho e izquierdo presentan valores atípicos.

Los parámetros temporales son expuestos en la Figura 4.2. Las variables que se analizan son: (i) índice de cojeo, (ii) duración de fase bipodal, (iii) duración fase monopodal, (iv) duración de paso y (v) duración de zancada. Todas estas variables tienen lateralidad derecha (Figura 4.2(a)) e izquierda (Figura 4.2(b)). Todas las variables temporales son no normales con un valor de significancia menor 0.0001 y sus unidades son segundos(s) excepto por el índice de cojeo que es adimensional.

Utilizando los parámetros espaciales y los temporales antes expuestos se calculan los parámetros mixtos que corresponden a velocidad y cadencia. Las velocidades consideradas en este trabajo son las de marcha izquierda y derecha, así como la velocidad de avance. En el apartado de cadencia se tienen en cuenta la cadencia de pierna derecha e izquierda. En la Figura 4.3 aparecen ambos apartados velocidad (a) y cadencia (b). Las unidades de la velocidad son *m/s* y la unidad de la cadencia son *pasos/min*. Todas las variables mixtas consideradas son no normales.

Para finalizar la descripción de los datos, la Figura 4.4 presenta la distribución estadística de los índices para el examen POMA-G automatizado. Las variables biomecánicas balanceo ($\rho = 0.0036$), continuidad ($\rho < 0.001$), simetría ($\rho < 0.001$) y trayectoria ($\rho < 0.001$) tienen naturaleza no normal. Las variables restantes no pudieron ser analizadas por el examen de Lilliefors dado que presentan el mismo valor para todos los participantes.

4.1.2. Comparación de parámetros espacio-temporales

Para realizar la comprobación de los parámetros espacio-temporales, se tiene en cuenta que el experimento tiene repeticiones. Dado que no se conocía a priori el tipo de distribución que tenía las muestras de variables, se procede primero a realizar una agregación de datos por medio de diferentes herramientas estadísticas (ver Sección 3.5).

La comparación se realiza por medio de la prueba de T-Student o la suma rangos de Wilcoxon, dependiendo si las muestras poblacionales son de naturaleza paramétrica.

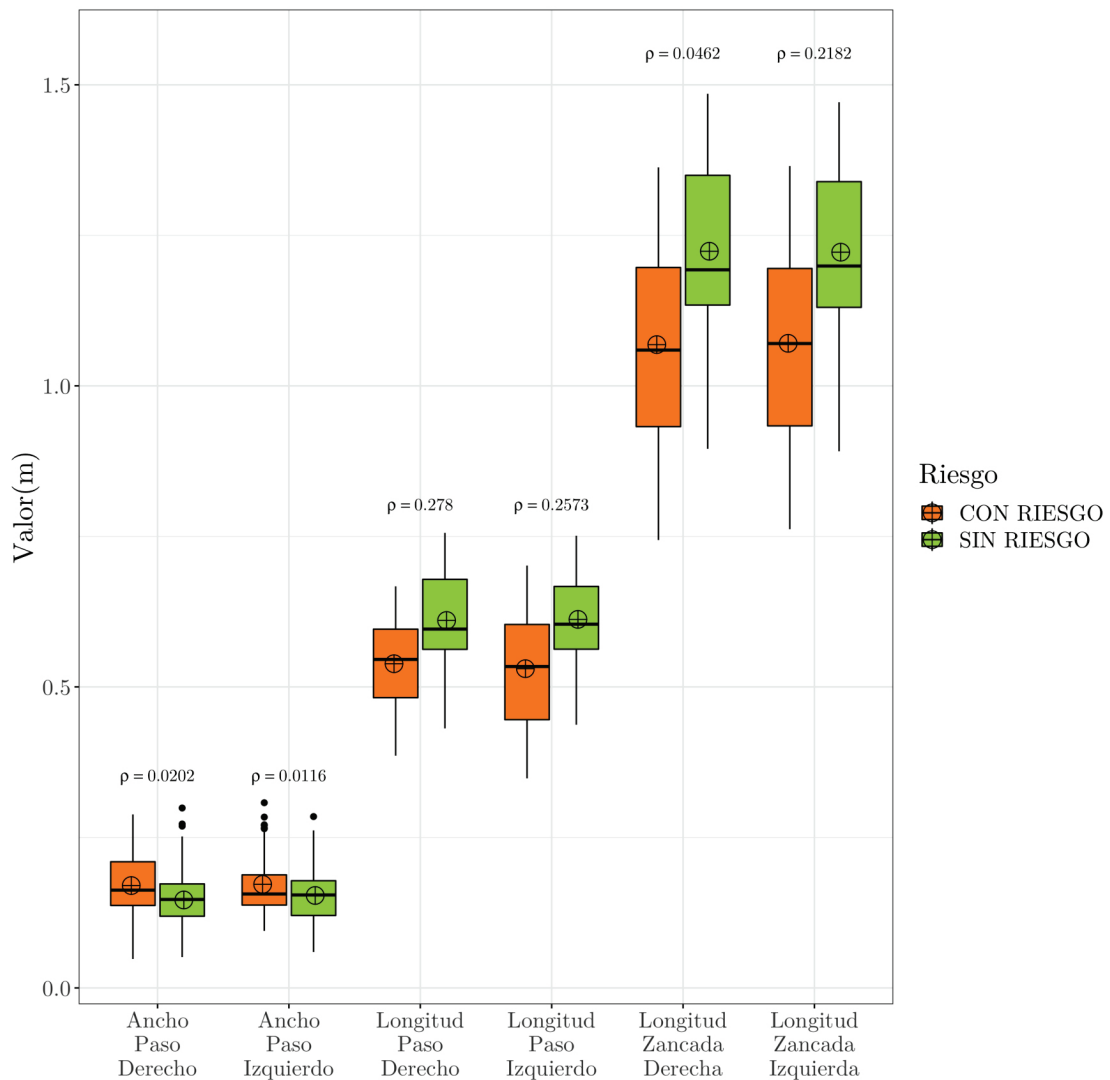


FIGURA 4.1: Distribución estadística de parámetros espaciales de marcha humana

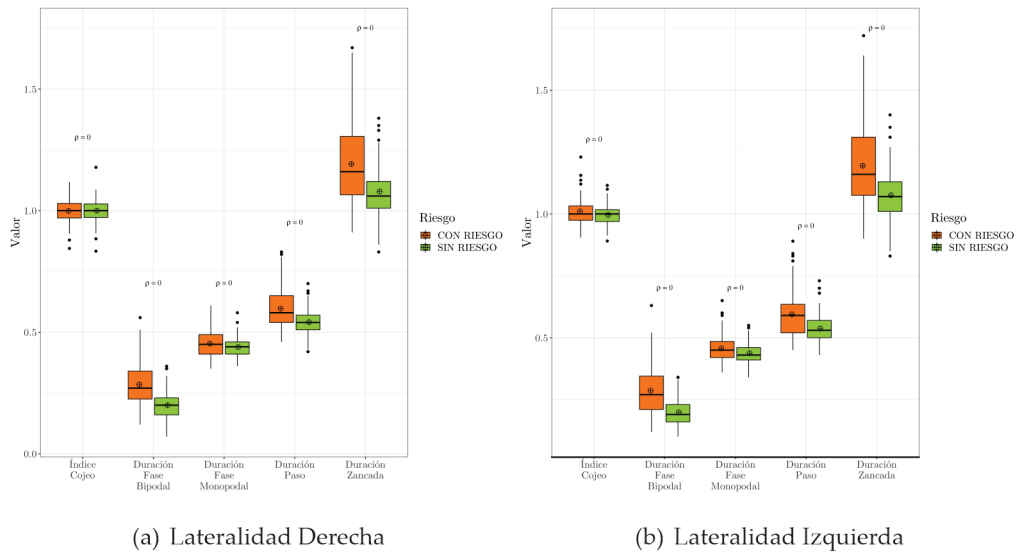


FIGURA 4.2: Distribución estadística de parámetros temporales de marcha humana. En todos los casos, los valores de ρ son tan pequeños que R los presenta como 0.

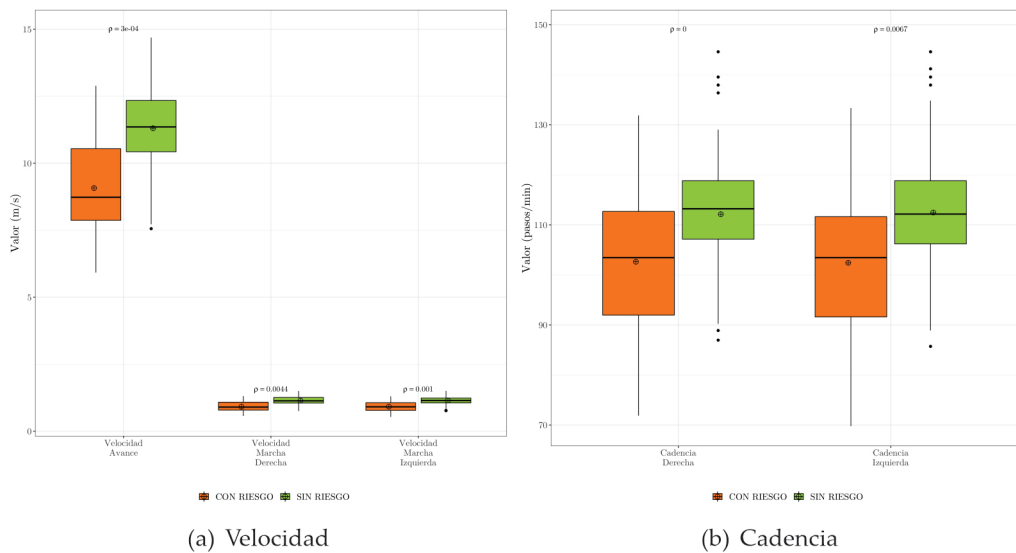


FIGURA 4.3: Distribución estadística de parámetros mixtos de marcha humana

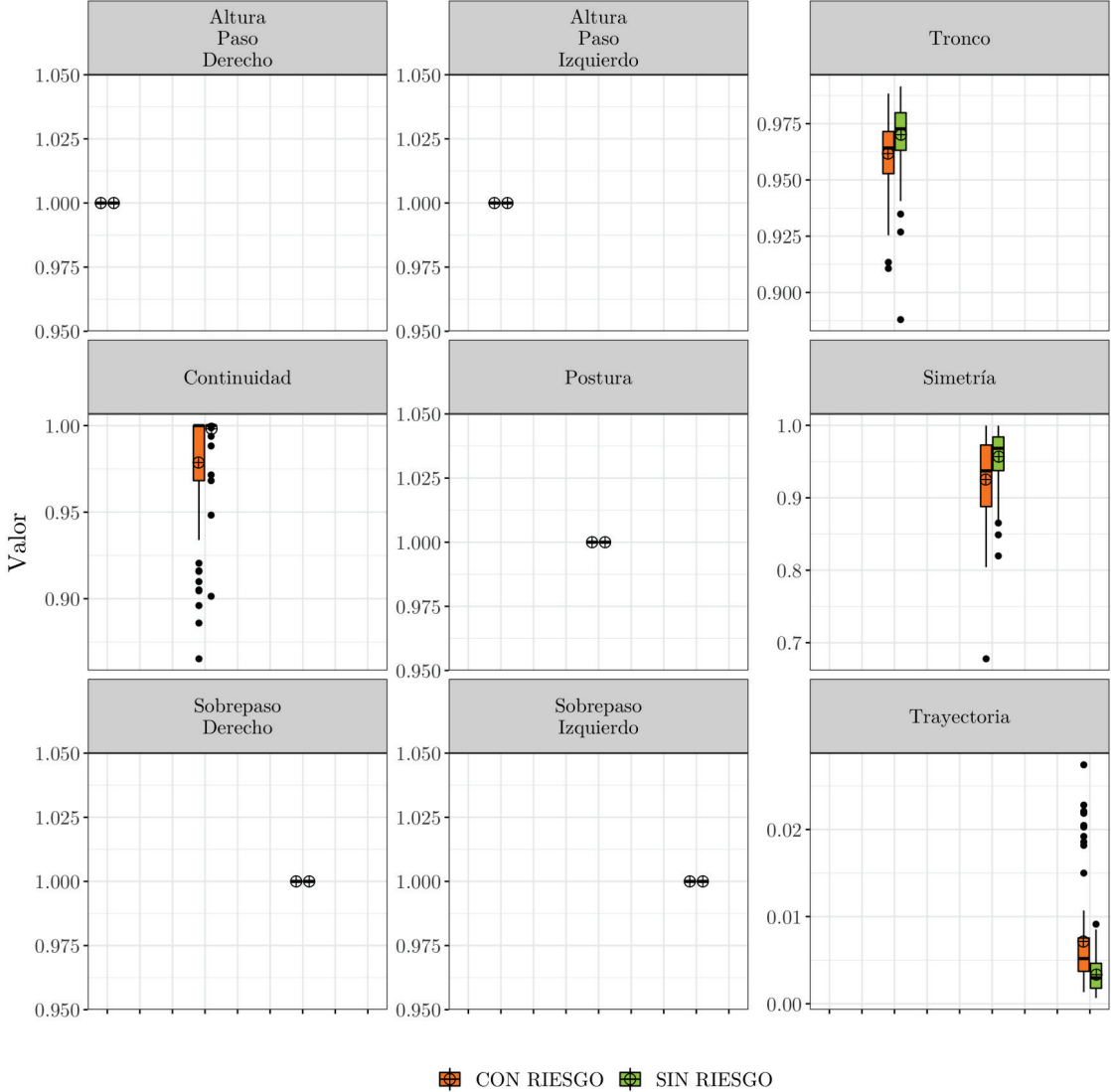


FIGURA 4.4: Distribución estadística de índices del examen POMA-G automatizado

Determinar esta naturaleza requiere que: (i) conocer si las muestras son independientes, (ii) si son homocedásticas y (iii) normales. Las pruebas de Levene y de Lilliefors confirmarán los requerimientos (ii) y (iii) respectivamente; mientras que la forma con la cual se midieron los datos permitirá suponer la independencia de las muestras.

Los resultados de la comparación de las diferentes variables biomecánicas se pueden observar en las Tablas 4.1-4.5. La comparación se realiza por medio del valor de significancia ρ , el cual puede tomar valores entre 0 y 1. Un valor de $\rho \geq 0.05$ indica que la variable biomecánica toma valores significativamente diferentes en las poblaciones con y sin riesgo de caída. $\rho > 0.05$ son comparaciones en las cuales no existen diferencias significativas. Estos tres casos se presentan dentro de las tablas utilizando colores. La comparaciones significantes son resaltadas con color verde, aquellas posiblemente significantes se resaltan en color amarillo y las no significantes aparecen sin resaltaos.

Cada fila de las tablas corresponde a una forma de agregación diferente; mientras que las columnas corresponden a las diferentes variables. La Tabla 4.1 corresponde a los resultados de la comparación de las variables espaciales: (i) ancho de paso derecho y (ii) izquierdo, (iii) longitud de paso derecho, e (iv) izquierdo, (v) longitud de zancada derecha e (vi) izquierda.

TABLA 4.1: Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros espaciales de marcha

	Izquierda			Derecha		
	Longitud Zancada	Longitud Paso	Ancho Paso	Longitud Zancada	Longitud Paso	Ancho Paso
Media	0.0049	0.0058	0.2117	0.0039	0.0041	0.1266
Mediana	0.0059	0.0074	0.1857	0.0036	0.0042	0.1283
σ	1.0000	0.9579	0.3126	0.6254	0.3052	0.8817
σ^2	1.0000	1.0000	0.2327	0.7405	0.3052	0.9780
IQR	1.0000	0.3625	0.0376	0.1822	0.5888	0.4187
Rango	0.9051	0.8077	0.4366	0.4740	0.1916	0.986
Variación	0.2922	0.2219	0.0647	0.1824	0.0350	0.2796
Kurtosis	0.6307	0.7093	0.0717	0.0468	0.1030	0.9314
Asimetría	0.9287	0.4177	0.3490	0.5668	0.5255	0.9863

Los resultados para las variables duración de fase monopodal, duración de fase de bi-pedestación, índice de cojeo, duración de zancada y duración de paso son presentados en la Tabla 4.2 para la pierna izquierda y la Tabla 4.3 para la pierna derecha.

La comparación de parámetros mixtos se muestra en la Tabla 4.4 en la cual, se comparan las variables de cadencia izquierda y derecha así como velocidades de marcha izquierda y derecha y velocidad de avance.

Finalmente, las variables más relevantes dentro del examen POMA-G automatizado son presentadas en la Tabla 4.5. No se presentaron los otros cinco parámetros debido a que sus valores no fueron comparables (todos los datos fueron exactamente iguales a 1 para todos los participantes).

TABLA 4.2: Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros temporales de marcha para pierna izquierda

	Duración Fase Monopodal	Duración Fase Bipodal	Índice Cojeo	Duración Zancada	Duración Paso
Media	0.2317	0.0024	0.1364	0.0237	0.0355
Mediana	0.2516	0.0023	0.2601	0.0317	0.0553
σ	0.0254	0.3251	0.1057	0.0433	0.0514
σ^2	0.0254	0.4762	0.1057	0.0433	0.0444
IQR	0.6514	0.6724	0.1022	0.4807	0.1217
Rango	0.0231	0.4921	0.0885	0.0439	0.0588
Variación	0.0204	0.2080	0.1559	0.0997	0.1082
Kurtosis	0.1968	0.4847	0.5132	0.1135	0.9469
Asimetría	0.4484	0.1601	0.4534	0.0538	0.0312

TABLA 4.3: Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros temporales de marcha para pierna derecha

	Duración Fase Monopodal	Duración Fase Bipodal	Índice Cojeo	Duración Zancada	Duración Paso
Media	0.4020	0.0043	0.9179	0.0289	0.0290
Mediana	0.5333	0.0041	0.8737	0.0447	0.0357
σ	0.1576	0.1041	0.5618	0.1474	0.2363
σ^2	0.1278	0.0784	0.5618	0.1710	0.2036
IQR	0.4915	0.3987	0.8262	0.7092	0.3493
Rango	0.1031	0.0604	0.4553	0.1759	0.2029
Variación	0.2022	0.5045	0.6191	0.3264	0.5461
Kurtosis	0.0161	0.7110	0.7789	0.6986	0.8255
ASimetría	0.1778	0.9158	0.8411	0.3151	0.9303

TABLA 4.4: Significancia de la comparación (ρ) entre muestras de parámetros espacio-temporales mixtos de marcha

	Duración Fase Monopodal	Duración Fase Bipodal	Indice Cojeo	Duración Zancada	Duración Paso
Media	0.4020	0.0043	0.9179	0.0289	0.0290
Mediana	0.5333	0.0041	0.8737	0.0447	0.0357
σ	0.1576	0.1041	0.5618	0.1474	0.2363
σ^2	0.1278	0.0784	0.5618	0.1710	0.2036
IQR	0.4915	0.3987	0.8262	0.7092	0.3493
Rango	0.1031	0.0604	0.4553	0.1759	0.2029
Variación	0.2022	0.5045	0.6191	0.3264	0.5461
Kurtosis	0.0161	0.7110	0.7789	0.6986	0.8255
ASimetría	0.1778	0.9158	0.8411	0.3151	0.9303

TABLA 4.5: Significancia de la comparación (ρ) entre muestras para índices de POMA-G automatizado.

	Índices para POMA-G automatizado			
	Continuidad	Simetría	Tronco	Trayectoria
Media	0.0015	0.0173	0.0049	0.0014
Mediana	0.0041	0.0176	0.0009	0.0015
σ	0.0017	0.0735	0.3909	0.0011
σ^2	0.0017	0.0735	0.3909	0.0011
IQR	0.0111	0.2342	0.3319	0.0152
Rango	0.0017	0.0735	0.5806	0.0009
Variación	0.0015	0.0568	0.3757	0.6991
Kurtosis	0.0003	0.3732	0.7656	0.7117
Asimetría	0.0006	0.7772	0.6714	0.3503

4.2. Análisis de Concordancia

En esta sección aparecen los resultados del análisis del grado de acuerdo existente entre los dos profesionales (experto y no experto) y entre ellos mismos. En primer lugar se presentan los resultados del estudio del acuerdo que tienen los profesionales consigo mismos (concordancia intra-evaluador); posteriormente se presenta el análisis del nivel de acuerdo existente entre los dos profesionales (concordancia inter-evaluador).

Para tal fin se utilizan los resultados del experimento descrito en la Sección 3.2.2. De ahí, se pueden extraer diez variables diferentes, las cuales corresponden a cada uno de los siete componentes de POMA-G. Estas variables son de naturaleza discreta y sus instancias toman diferentes valores dependiendo del componente al que representan.

El nivel de acuerdo entre un profesional y si mismo se mide en dos momentos específicos, en las sesiones uno y dos para tener una medida basal de la concordancia intraevaluador; en la sesión tres y cuatro se vuelve a medir para saber cuál es el efecto del uso del dispositivo junto a los índices propuestos. Las tres herramientas estadísticas se utilizaron para medir este nivel de acuerdo fueron coeficiente Kappa de Cohen, coeficiente de correlación intraclase y matrices de contingencia.

4.2.1. Concordancias inter e intraevaluador para POMA-G

Para calcular las concordancias intra e inter evaluador, cada fisioterapeuta evalúa los 40 participantes en cuatro sesiones, con una semana de diferencia entre ellas. En las dos primeras sesiones dicha evaluación se realiza a partir de videos de marcha de los participantes; y en las dos últimas, los videos son complementados con los índices propuestos para POMA-G. Con las dos primeras evaluaciones se calculan los valores base de las concordancias intra e inter evaluador; y posteriormente, con la información de las sesiones 3 y 4, se determina si estas se vieron afectas por la adición de los índices propuestos. Las concordancias se calculan tanto para el puntaje total de POMA-G, como para el de cada uno de sus siete componentes. Adicionalmente, la concordancia intraevaluador se calcula para los dos fisioterapeutas, el experto y el no experto (Sección 3.2.2).

La concordancia entre dos evaluaciones se cuantifica a partir de dos coeficientes que son el Kappa de Cohen [100], [101] y el de Correlación Intraclase [102], [103], conocido como ICC, por sus siglas en inglés. En todos los cálculos de concordancia el insumo es una tabla con 40 filas y 2 columnas, donde las filas corresponden a los participantes y las columnas a las evaluaciones. Estas evaluaciones pueden corresponder, bien sea, a la de cada fisioterapeuta para una misma sesión, caso en el cual se estaría calculando la concordancia interevaluador; o bien para el mismo fisioterapeuta en dos sesiones distintas, que pueden ser la uno con la dos, o la tres con la cuatro. En este último caso se estaría determinando la concordancia intraevaluador. Los coeficientes Kappa de Cohen y de Correlación Intraclase fueron explicados en las Secciones 3.5.1 y 3.5.2, respectivamente.

La Tabla 4.6 presentan el resultado de la concordancia interevaluador, mientras que las Tablas 4.7 y 4.8 lo hacen para la concordancia intraevaluador de profesionales experto y no experto comparando sesiones 1 y 2 así como sesiones 3 y 4 respectivamente.. La columna denominada Base es la media entre los valores de acuerdo entre los profesionales para la sesión 1 y 2; mientras que la columna incidencia es el valor medio entre el acuerdo para las sesiones 3 y 4.

TABLA 4.6: Concordancia interevaluador

Componente de POMA-G	Nombre del Componente	Coef. Kappa Cohen		ICC	
		Base	Incidencia	Base	Incidencia
10	Comienzo	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
11	Sobrepaso derecho	1.0000	0.0000	1.0000	-0.0260
	Altura derecha	0.5000	1.0000	0.4936	1.0000
	Sobrepaso izquierdo	1.0000	0.5000	1.0000	0.4936
	Altura izquierda	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
12	Simetría de paso	0.2096	0.5000	0.1738	0.4870
13	Continuidad de paso	0.7369	0.1591	0.7399	0.0762
14	Trayectoria	0.5000	0.0000	0.4438	-0.1277
15	Tronco	0.0885	0.0378	-0.2905	-0.2363
16	Postura de marcha	0.0950	0.2196	-0.1412	0.2050
Evaluación Total POMA-G		0.0602	0.0000	0.1100	-0.2078

4.2.2. Tablas de contingencia para el puntaje total de POMA-G

En una tabla de contingencias, un valor V en la fila f y columna c , indica que V participantes obtuvieron un puntaje f en la primera evaluación y que estos mismos obtuvieron un puntaje c en la segunda. En el caso de 100 % de concordancia, la suma de los elementos de la diagonal principal debe ser igual al número de participantes. Las Tablas de contingencia 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12 corresponden a la concordancia interevaluador para las sesiones 1,2,3 y 4 respectivamente.

TABLA 4.7: Concordancia intraevaluador obtenida a partir del coeficiente Kappa de Cohen.

Componente de POMA-G	Nombre del Componente	Coeficiente Kappa de Cohen			
		No experto Sesiones 1 y 2	No experto Sesiones 3 y 4	Experto Sesiones 1 y 2	Experto Sesiones 3 y 4
10	Comienzo	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
11	Sobrepaso derecho	1.0000	1.0000	1.0000	0.0241
	Sobrepaso izquierdo	0.0000	1.0000	1.0000	1.0000
	Altura derecha	1.0000	1.0000	1.0000	0.0000
	Altura izquierda	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
12	Simetría de paso	0.2188	0.0000	0.1818	1.0000
13	Continuidad de paso	0.0168	0.0000	0.6552	0.6053
14	Trayectoria	0.0000	0.6552	1.0000	0.7143
15	Tronco	0.0215	0.0168	0.4570	0.3388
16	Postura de marcha	0.3810	0.3143	0.1688	0.7931
Evaluación Total POMA-G		0.0438	0.1667	0.1822	0.4229

TABLA 4.8: Concordancia intraevaluador obtenida a partir del coeficiente de correlación intraclass.

Componente de POMA-G	Nombre del Componente	ICC			
		No experto Sesiones 1 y 2	No experto Sesiones 3 y 4	Experto Sesiones 1 y 2	Experto Sesiones 3 y 4
10	Comienzo	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
11	Sobrepaso derecho	1.0000	1.0000	1.0000	-0.0533
	Sobrepaso izquierdo	-0.0128	1.0000	1.0000	1.0000
	Altura derecha	1.0000	1.0000	1.0000	-0.0128
	Altura izquierda	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
12	Simetría de paso	0.1359	-0.0260	0.1756	1.0000
13	Continuidad de paso	-0.0395	-0.0395	0.6621	0.6077
14	Trayectoria	-0.1125	0.6621	1.0000	0.7182
15	Tronco	-0.1447	-0.0395	0.5302	0.3683
16	Postura de marcha	0.3541	0.3183	0.0482	0.8031
Evaluación Total POMA-G		0.1357	0.1864	0.3975	0.5544

TABLA 4.9: Concordancia interevaluador para la sesión 1

Sesión 1	Puntaje de POMA-G no experto					Total
	8	9	10	11	12	
Puntaje POMA-G experto	8	0	0	1	0	1
	9	2	0	1	3	6
	10	0	2	6	7	20
	11	0	0	0	6	10
	12	0	0	0	2	3
Total	2	2	8	18	10	40

Las filas y columnas con puntajes entre 0 y 7 tenían en su totalidad valores iguales a cero y en consecuencia no se incluyeron.

TABLA 4.10: Concordancia interevaluador para la sesión 2

Sesión 2	Puntaje de POMA-G no experto					Total
	8	9	10	11	12	
Puntaje POMA-G experto	8	0	0	0	1	1
	9	0	0	1	4	7
	10	0	0	1	10	14
	11	0	0	0	8	14
	12	0	0	0	2	4
Total	0	0	2	25	13	40

Las filas y columnas con puntajes entre 0 y 7 tenían en su totalidad valores iguales a cero y en consecuencia no se incluyeron.

TABLA 4.11: Concordancia interevaluador para la sesión 3

Sesión 3	Puntaje de POMA-G no experto					Total	
	8	9	10	11	12		
Puntaje POMA-G experto	8	0	2	2	2	0	6
	9	1	0	1	11	0	13
	10	0	0	2	14	1	17
	11	0	0	0	4	0	4
	12	0	0	0	0	0	0
Total	1	2	5	31	1	40	

Las filas y columnas con puntajes entre 0 y 7 tenían en su totalidad valores iguales a cero y en consecuencia no se incluyeron.

TABLA 4.12: Concordancia interevaluador para la sesión 4

Sesión 4	Puntaje de POMA-G no experto					Total	
	8	9	10	11	12		
Puntaje POMA-G experto	8	0	0	0	2	0	2
	9	0	0	4	7	0	11
	10	0	0	1	16	1	18
	11	0	0	1	7	1	9
	12	0	0	0	0	0	0
Total	0	0	6	32	2	40	

Las filas y columnas con puntajes entre 0 y 7 tenían en su totalidad valores iguales a cero y en consecuencia no se incluyeron. De las tablas 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12 se puede observar que los valores de exactitud de la concordancia interevaluador (relación de la suma de valores de la diagonal con el total de pacientes) para las sesiones 1, 2, 3 y 4 son 32.5 %, 27.5 %, 20 % y 20 %, respectivamente. Las Tablas 4.13 y 4.14 corresponden a la concordancia intraevaluador del fisioterapeuta experto, y las Tablas 4.15 y 4.16 presentan la misma información, pero esta vez para el fisioterapeuta no experto.

TABLA 4.13: Concordancia entre las sesiones 1 y 2 para el fisioterapeuta experto

Fisioterapeuta Experto	Puntaje de POMA-G Sesión 2					Total
	8	9	10	11	12	
Puntaje POMA-G Sesión 1	8	0	1	0	0	1
	9	1	1	1	3	6
	10	0	4	10	5	20
	11	0	1	2	5	10
	12	0	0	1	1	3
Total	1	7	14	14	4	40

TABLA 4.14: Concordancia entre las sesiones 3 y 4 para el fisioterapeuta experto

Fisioterapeuta Experto	Puntaje de POMA-G Sesión 4					Total
	8	9	10	11	12	
Puntaje POMA-G Sesión 3	8	1	4	1	0	6
	9	1	6	4	2	13
	10	0	1	13	3	17
	11	0	0	0	4	4
	12	0	0	0	0	0
Total	2	11	18	9	0	40

TABLA 4.15: Concordancia entre las sesiones 1 y 2 para el fisioterapeuta no experto

Fisioterapeuta No Experto	Puntaje de POMA-G Sesión 2					Total
	8	9	10	11	12	
Puntaje POMA-G Sesión 1	8	0	0	0	2	2
	9	0	0	1	0	2
	10	0	0	1	6	8
	11	0	0	0	11	18
	12	0	0	0	6	4
Total	0	0	2	25	13	40

TABLA 4.16: Concordancia entre las sesiones 3 y 4 para el fisioterapeuta no experto

Fisioterapeuta No Experto	Puntaje de POMA-G Sesión 4					Total
	8	9	10	11	12	
Puntaje POMA-G Sesión 3	8	0	0	1	0	1
	9	0	0	1	0	2
	10	0	0	4	0	5
	11	0	0	26	1	31
	12	0	0	0	1	1
Total	0	0	6	32	2	40

Los valores de exactitud para las tablas 4.13, 4.14, 4.15 y 4.16 son 42.5 %, 60 %, 40 % y 70 %, respectivamente.

4.3. Resumen

En este capítulo se presentaron los resultados del proyecto. Se hizo énfasis en tres aspectos primordiales: una descripción estadística de los datos aportados por el experimento, un análisis bivariante que permitió encontrar cuales son las variables biomecánica, relacionadas a este estudio, que son indicadores de riesgo de caída, y finalmente un análisis de concordancia inter e intra evaluador del examen POMA-G y POMA-G automatizado.



DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Una de las características fundamentales de una prueba clínica es que sus resultados sean reproducibles en el tiempo, ya sea por el mismo profesional de la salud o por otros. Los resultados de esta investigación muestran que bajo las condiciones propuestas en el protocolo de experimentación, el examen de función motora POMA tiene baja concordancia en lo relacionado a la valoración de marcha. Esto se evidencia en la Tablas 4.6 a 4.8, en las cuales la concordancia interevaluador de POMA-G toma valores de 0.06 y 0.11 para los coeficientes Kappa de Cohen e ICC. En cuanto a la concordancia intra evaluador se tiene que para el profesional experto se reporta un Kappa de 0.1822 y un ICC de 0.3975; de forma complementaria, se muestra que los puntajes del profesional no experto son 0.0438 y 0.1357.

En el caso de la concordancia intra evaluador se encuentra una relación de datos esperada, una puntuación mayor para el profesional experto con relación al puntaje obtenido por el profesional no experto. Sin embargo, según Rodríguez y colaboradores [87] este valor debería estar situado entre 0.6 y 0.8 para el coeficiente Kappa de Cohen. La diferencia de valores de concordancia encontrada entre este trabajo y el de Rodríguez y colaboradores [87] es consecuencia de las diferencias entre las dos poblaciones medidas, puesto que, en el segundo trabajo se analizaron a 90 adultos mayores con diferentes niveles de funcionalidad de marcha y equilibrio. Otro aspecto que permitiría explicar la diferencia entre los valores de concordancia es el procedimiento seguido para la obtención de los resultados puesto que este trabajo siguió un protocolo basado en videos mientras que el otro trabajo siguió un procedimiento basado en interacción directa con el paciente. Por estas mismas razones ocasionarían la diferencia entre los valores de concordancia inter evaluador que para Rodríguez y colaboradores está situada entre 0.4 y 0.6; sin embargo es notable que la relación entre concordancia inter e intra se mantiene, pues

tanto en nuestro trabajo como en [87], la concordancia intra observador es mayor que la inter observador.

Al incluir los índices de valoración automática, propuestos en este trabajo, a los videos utilizados para valorar los participantes, la concordancia intraevaluador mejoro significativamente. Los coeficientes Kappa e ICC del experto aumentaron de 0.1822 a 0.4229 y de 0.3975 a 0.5544, respectivamente. En cuanto al profesional no experto, el cambio del coeficiente Kappa fue de 0.0438 a 0.1667 y el de ICC fue de 0.1357 a 0.1864. Para la concordancia interevaluador, el efecto de complementar los videos con los índices fue adverso, en tanto que los coeficientes Kappa e ICC disminuyeron de 0.06 a 0 y de 0.11 a -0.2078, respectivamente.

Respecto a los componentes 10-16 se pueden apreciar cambios en la concordancia, tal como se observa en las Tablas 4.6, 4.7 y 4.8. Existe una clara mejoría en la concordancia interevaluador para los componentes altura derecha, simetría de paso, postura de marcha; de igual forma las mejoras en la concordancia intraevaluador aparecen en los componentes sobrepaso izquierdo, trayectoria para el profesional no experto; mientras que hay aumentos en la misma variable para los componentes simetría de paso, postura de marcha del profesional experto. Sin embargo, se encuentran algunos componentes para los cuáles la información entregada por lo indicadores fue confusa. La fuente de esta confusión proviene del procedimiento seguido para la explicación del funcionamiento de los indicadores puesto que no se realizó una verificación si esta fue entendida a cabalidad. Otra fuente de confusión fue la utilización de rangos de información muy cercanos, como por ejemplo el componente de continuidad, en el cual se utiliza un rango de valores entre 0.85 y 1 (ver Figura 4.4), que pueden generar malentendidos en los profesionales.

Todo lo anterior permite deducir que un sistema electrónico de medición de variables biomecánicas tiene un impacto profundo en la valoración del riesgo de caída y sobre todo en las concordancias inter e intraevaluador. Los beneficios o perjuicios en dichas concordancias dependerán de la comprensión que tenga el profesional de los índices que entrega el sistema electrónico de medición. Si esta comprensión es deficiente, en lugar de contribuir a una correcta valoración, confundirán al profesional, cómo puede ser el caso, por ejemplo, de los índices de sobrepaso y altura derecha.

En lo que respecta a la pregunta de investigación secundaria, se hizo una revisión del estado del arte en la estimación del riesgo de caída por medio de variables biomecánicas; sin embargo, la información que se recopiló no fue concluyente. Como se puede apreciar en la Sección 2.2.4, existen documentos que se oponen en sus conclusiones, por ejemplo Datta y colaboradores [62] afirman que no existe evidencia significativa que permita decir que la velocidad de marcha es un indicador de riesgo de caída; por otro lado, el trabajo de Kyrдалen y colaboradores [63] manifiestan que un umbral de 1m/s en la velocidad de marcha podría ser utilizado como indicador de riesgo de caída. De igual forma, tanto Hamacher y colaboradores [8], como König y colaboradores [65] afirman que la variabilidad de los parámetros temporales y los valores centrales (media o mediana) son indicadores de riesgo de caída.

Teniendo en cuenta que un indicador de caída es una variable biomecánica que tiene

diferencias estadísticamente significativas para poblaciones con y sin riesgo de caída; bajo la duda evidenciada en el estado del arte y los parámetros experimentales propuestos en esta investigación se procede a realizar la comparación en las cada una de las variables calculadas (ver Sección 3.3). Es importante resaltar que la forma en que se midió la variabilidad fue por medio de los estadísticos desviación estándar, varianza, rango intercuartílico, coeficiente de variación, kurtosis, coeficiente de asimetría y rango. Los resultados apoyaron las conclusiones de Kyrдалen y colaboradores dado que si existieron diferencias significativas en la velocidad de marcha; estas diferencias se sostuvieron incluso considerando que la velocidad de marcha fue estimada de forma diferente. Este hecho puede ser un indicador de la robustez de la velocidad de marcha como indicador de riesgo de caída. En cuanto a los parámetros espacio-temporales de marcha humana, los resultados muestran que la media y la mediana de las variables de longitud de zancada y longitud de paso pueden ser herramientas para la estimación del riesgo de caída, resultado que coincide con el propuesto por König y colaboradores [65]; coincidencia que resultó aún cuando los métodos de comparación fueron muy distintos, puesto que en nuestro trabajo se hizo uso del análisis de medias y medianas (T de Student y prueba de Wilcoxon) y en [65] se usa un análisis factorial seguido por una regresión logística.

Esta investigación confirma lo dicho por algunos autores [64], [65], [104]; los cuales afirman que una alta variabilidad en parámetros espacio-temporales de marcha como ancho de paso, tiempo de zancada, tiempo de apoyo monopodal, tanto izquierdo como derecho, entre otros, pueden constituir un indicador de riesgo de caída. Sin embargo, los resultados también dan evidencia que estos indicadores pueden ser influenciados por la lateralidad del participante; lo cual hace que existan diferencias estadísticamente significativas en una pierna y no en la otra; aspecto que debe ser tenido en cuenta en futuros análisis al estudiar la presencia de dinámicas inestables en la marcha. A su vez, un aspecto que se aleja de König, es el hecho que se encontraron diferencias significativas en los valores centrales de la duración de paso y la duración de zancada, de igual forma en la duración de la fase bipodal.

La Tabla 4.5 muestra que las medidas de tendencia central y de dispersión de los índices de continuidad, simetría, tronco y trayectoria, que corresponden a los ítems 12 a 15 de POMA-G, respectivamente; son significativamente diferentes entre los grupos con y sin riesgo de caída. En contraposición, la Figura 4.4 evidencia que los índices de altura, sobrepaso y postura son exactamente iguales entre las dos poblaciones mencionadas. Lo anterior sugiere que el primer grupo de índices (Tabla 4.5) presenta una mayor capacidad de discriminación que el segundo. No obstante, la generalización de esta conclusión se ve limitada por el hecho de que, como se mencionó en la Sección 3.2.3, la población analizada no tenía problemas de marcha de origen neuro-muscular avanzado tales como Parkinson, Corea de Huntington, Esclerosis lateral amiotrófica.

Todos los análisis anteriores fueron realizados bajo un procedimiento experimental firme; el cuál supera el error ocasionado por una validación que solo tiene en cuenta un auto reporte¹ verbal de caídas [60], [63]. Este tipo de validación tiene la desventaja que puede generar una tendencia a subestimar la cantidad de caídas de un adulto mayor

1 Esta validación tiene como base preguntas del tipo “¿Cuántas veces se ha caído durante el último año?”

[8], [105], [106]. La solución a este error procedimental está relacionada con la utilización de una segunda prueba de riesgo de caída, el SPPB. Cuando se comparan los puntajes totales de POMA obtenidos por los profesionales de la salud con los puntajes de la prueba SPPB se ve una mejoría con el uso de los índices propuestos; ya que, la correlación de Spearman² entre los puntajes de ambas pruebas es de 0.1708 0.1583 previo al uso de POMA automatizado y este valor sube a 0.3062 0.0774 una vez se utiliza el mencionado examen. Otro aspecto a destacar del procedimiento experimental, es que si bien la muestra poblacional no permite hacer inferencias sobre la totalidad de los adultos mayores colombianos, si es suficiente para hacer un análisis de concordancia, bajo la óptica del servicio metodológico de la Clínica Universidad de la Sabana. Sin embargo, la falta de diversidad en la población disponible para el experimento y la falta de evaluación de la fuerza de reacción del piso pueden generar dudas sobre el alcance real de los índices de valoración automática del riesgo de caída.

Finalmente, los resultados alcanzados en esta investigación son fruto de un procedimiento experimental detallado que reunió a profesionales de la salud, ingenieros, adultos mayores e instituciones del orden internacional, nacional y local con el propósito de buscar herramientas que apoyen el mejoramiento de la calidad de vida del adulto mayor; así como el análisis de instrumentos diagnósticos de gerontólogos y demás personas involucradas en el cuidado de nuestros ancianos. Sin embargo, las limitaciones planteadas dentro del procedimiento experimental, no permitirán realizar una generalización de las conclusiones. Teniendo en cuenta lo anterior y en procura de estos objetivos, a futuro, es necesario plantear un más investigaciones que aumenten el tamaño de la muestra; además, se deben seguir estudiando sistemas ubicuos de análisis de marcha en adultos mayores que brinden apoyo constante a los expertos en el cuidado de la salud; los cuales proporcionen información oportuna y veraz para apoyar la toma de decisiones de los administradores de salud. También importante advertir que las conclusiones aquí presentadas fueron discutidas con miembros de la comunidad de las ciencias de la salud y coincidieron con ellas.

2 Los resultados aquí mostrados corresponden a *media ± Desviación Estándar*



PUBLICACIONES ASOCIADAS AL DOCTORADO

1. L. S. Vargas-Valencia, F. B. A. Schneider, A. Leal-Junior, P. Caicedo-Rodriguez, W. A. Sierra-Arevalo, L. E. Rodriguez-Cheu, T. F. Bastos-Filho, and A. Frizzera. "Sleeve for Knee Angle Monitoring: An IMU-POF Sensor Fusion System." *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 1–1. 2020, doi:10.1109/JBHI.2020.2988360.
2. N. Valencia-Jimenez, A. Leal-Junior, L. Avellar, L. Vargas-Valencia, P. Caicedo-Rodriguez, A. Ramirez, M. Lyra, C. Marques, T. F. Bastos-Filho, A. Frizzera. "A Comparative Study of Markerless Systems Based on Color-Depth Cameras, Polymer Optical Fiber Curvature Sensors, and Inertial Measurement Units: Towards Increasing the Accuracy in Joint Angle Estimation," *Electronics*, vol. 8, no. 2, p. 173, Feb. 2019, doi: 10.3390/electronics8020173.
3. P. Caicedo, C. Rengifo, L. Rodriguez "Contribuciones de las ciencias electrónicas al problema de las caídas en población adulta mayor" *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, Vol. 37, No. 3, pp. 20-39, 2016.
4. P. Caicedo, C. Rengifo, L. Rodríguez, W. Sierra. "Gait Phase Detection for Lower Limb Prosthetic Devices." In: Carrozza M., Micera S., Pons J. (eds) *Wearable Robotics: Challenges and Trends. WeRob 2018. Biosystems & Biorobotics*, vol 22. Springer, Cham.
5. P. Caicedo, C. Rengifo, L. Rodríguez "A human gait temporal parameters calculation algorithm" In: Torres I., Bustamante J., Sierra D. (eds) *VII Latin American Congress on Biomedical Engineering, CLAIB. Bucaramanga, Colombia, 2016. IFMBE Proceedings*, Vol. 60. Springer, Singapore, 2017.
6. P. Caicedo, C. Rengifo, L. Rodríguez, W. Sierra. "Análisis de la variabilidad de señales temporales de marcha humana en población afectada por enfermedades

- neurodegenerativas" IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, Iberdiscap, Bogotá, Colombia, 2017.
8. P. Caicedo, C. Rengifo, L. Rodríguez "A human gait temporal parameters calculation algorithm" VII congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Bucaramanga Colombia, 2016.

Anexos

Anexo A

Consentimiento Informado

A.1. Nombre de la investigación

Análisis de la Marcha para adulto mayor, utilizando sistemas electrónicos para la medición de variables biomecánicas. Proyecto financiado por la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca, Universidad del Cauca, Clínica Universidad de la Sabana y Escuela Colombiana de Ingeniería “Julio Garavito”

A.2. Participantes

A.2. Participantes

Investigador	Institución	Correo Electrónico
Ph.D. (C) Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez.	Universidad del Cauca	pacaicedo@unicauca.edu.co
Ing. Wilson Alexander Sierra Arevalo.	Escuela Colombiana de Ingeniería	wilson.sierra@escuelaing.edu.co
Ph.D. Carlos Felipe Rengifo Rodas.	Universidad del Cauca	caferen@unicauca.edu.co
Dra María Catalina Gomez Guevara.	Clínica Universidad de la Sabana	macatalina@gmail.com
Ph.D. Luís Eduardo Rodríguez Cheu.	Escuela Colombiana de Ingeniería	luis.rodriguez@escuelaing.edu.co

A.3. Introducción

El análisis de la marcha humana es una herramienta cada vez más utilizada en el estudio del estado de salud de una persona; en la cual, se estiman los parámetros biomecánicos de la caminata. Existen diferentes tipos de dispositivos que permiten realizar esta tarea, entre los cuales se tienen: (i) los sistemas ópticos de captura de movimiento, (ii) los sistemas inerciales, (iii) los sistemas basados en campos electromagnéticos y finalmente (iv) la observación directa.

Para poder determinar la relación existente entre los datos biomecánicos estimados por un sistema óptico (Vicon), y el riesgo de caída en adultos mayores; así como la concordancia de estas medidas en la valoración de riesgo de caída utilizando la evaluación de

movilidad orientada al desempeño, POMA. De igual forma, se busca hacer la medición de concordancia de una nueva versión del examen POMA basado en sistemas electrónicos.

El experimento requiere la participación de voluntarios que utilizando los marcadores reflectivos propios del sistema VICON, realizarán una serie de caminatas en un ambiente controlado. La captura de la información es no invasiva, dado que los marcadores son colocados sobre la piel sin requerir incisiones quirúrgicas.

A.4. Selección de Participantes - Adultos Mayores

La base de la selección de personas será realizada según personas que deseen participar voluntariamente en el proyecto. Estas serán seleccionados teniendo en cuenta su estado de salud y condiciones físicas.

A.5. Selección de Participantes - Adultos Mayores

La base de la selección de personas será realizada según personas que deseen participar voluntariamente en el proyecto. Al menos deben ser 40 adultos mayores; estos serán seleccionados teniendo en cuenta su estado de salud y condiciones físicas.

A.5.1. Criterios de inclusión

- Personas con género biológico masculino y femenino Personas con edades mayores de 60.
- Personas sin marcha patológica diagnosticada.
- Veinte personas con historial autorreportado de caídas en los últimos 12 meses. Veinte personas sin historial autorreportado de caídas en los últimos 12 meses.

A.5.2. Criterios de exclusión

- Personas con antecedentes de desórdenes neurológicos o motores.
- Personas con problemas cognitivos.

A.6. Selección de Participantes - Profesionales en la salud

Los profesionales en la salud los cuales serán seleccionados a partir de su experiencia en la aplicación del examen POMA de función motora.

A.6.1. Criterios de inclusión

- Un profesional con experiencia de al menos 2 años en la aplicación del examen POMA de función motora.
- Un profesional sin experiencia o con máximo un año en la aplicación del examen POMA de función motora.

A.7. Procedimiento

A.7.1. Declaración de metodología de experimentación al voluntario

En este punto del protocolo se presenta al participante, y al profesional en la salud, el consentimiento informado y la metodología de trabajo. Una vez se ha leído, se solicita al participante que lo firme

A.7.2. Valoración previa

1. Valoración medica que verifique antecedentes médicos y patológicos que generen riesgo de caída. Evaluación de balance, equilibrio y marcha.
2. Realizar un examen MiniMental para comprobar el estado mental del participante.
3. Verificación del riesgo de caída por medio del examen “batería corta de evaluación de desempeño físico”

A.7.3. Entrada del participante al lugar de experimentación

Una vez realizada la valoración previa, el participante entra al recinto donde se realizará las mediciones correspondientes. Antes de empezar con la medición de variables biomecánicas, se realiza un descripción antropométrica utilizando seis medidas del participante, las cuales son:

- Distancia entre las espinas ilíacas anterosuperior derecha e izquierda. Distancia entre la espina ilíaca izquierda y el maléolo medial izquierdo. Distancia entre la espina ilíaca derecha y el maléolo medial derecho.
- Ancho de rodilla izquierda y derecha Ancho de tobillo izquierdo y derecho Peso y altura

A.7.4. Ubicación de marcadores en el participante

Una vez se ha realizado la descripción antropométrica, se procede a ubicar los marcadores en el participante según el esquema propuesto en el modelo convencional de la marcha v2.3; el cual se puede observar en la Figura

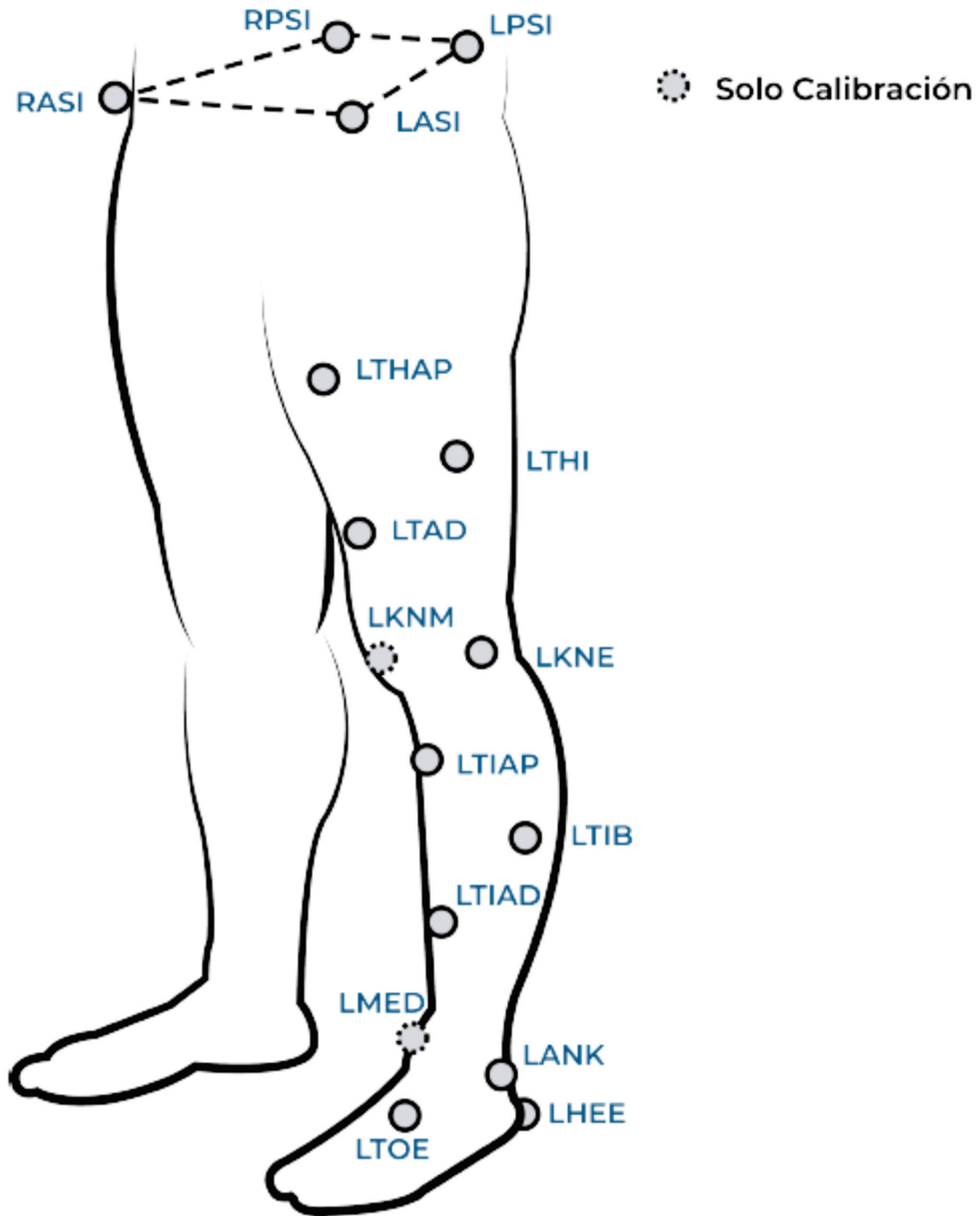


FIGURA A.1: Distribución de marcadores según modelo convencional de la marcha V2.3

* La imagen fue adaptada de la página

<https://pycgm2.github.io/pages/CGM23-Overview.html>

A.7.5. Proceso de medición

El proceso de experimentación se realiza en dos fases, las cuales no deben ser realizadas hasta con dos días de diferencia. Las mediciones serán almacenadas dentro del computador con una clara diferenciación en cada marcha

1. Exámenes Clínicos

2. Proceso de Medición

- a. Medición estática: El participante se situará de pie en el centro de la habitación y se tomará una captura de al menos 10 segundos.
- b. Marcha: Se realizarán 10 marchas sucesivas en ambos sentidos.

A.8. *Procedimiento para determinación de la concordancia inter / intra evaluador*

- Seleccionar 40 videos del data set de videos sin utilizar los índices de valoración automática.
- Seleccionar 40 videos del data set de videos utilizando los índices de valoración automática.
- Mostrar los videos a los dos profesionales de la salud durante 3 minutos cada video.
- El profesional en la salud evaluará la sección de marcha del examen POMA de función motora en cada uno de los 80 videos. La evaluación se hará en dos días diferentes de la misma semana, (Martes y Jueves) en grupos de 40 videos cada día.
- El proceso se repetirá 4 veces en las siguientes 4 semanas.

A.9. *Riesgos Potenciales*

Son mínimos los riesgos o molestias a los que usted estará expuesto.

A.10. *Beneficios*

Su participación en el desarrollo de este proyecto no tendrá un beneficio para su salud, pero permitirá proporcionar información importante en el campo de la investigación

A.11. *Confidencialidad*

En este proyecto la información será vinculada, es decir, la información puede relacionarse con la persona a quien se refiere. Sin embargo, esta información será registrada de forma anónima, en este caso se puede vincular con la persona a quien se refiere únicamente mediante un código u otros medios conocidos sólo por el titular de la información. De esta forma se protege la información personal de los sujetos participantes. Su identidad nunca será revelada o publicada.

A.12. Manejo de resultados

Durante el estudio, los participantes podrán conocer en todo momento el estado del proyecto de investigación y los resultados preliminares.

A.13. Derecho a negarse o retirarse

Si decide participar, usted puede abandonar la experimentación en cualquier momento, pudiendo informar o no sus razones.

A.14. Contacto

Si tiene cualquier pregunta, puede hacerla ahora o en cualquier momento, incluso después de haberse iniciado el estudio. Si desea hacer preguntas más tarde, puede contactar a los investigadores relacionados en la primera página de este documento.

Esta propuesta ha sido revisada y aprobada por el comité de evaluación ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, que es un comité cuya tarea es asegurarse de que se protege de daños a los participantes en la investigación. Si usted desea averiguar más sobre este comité, contacte a la siguiente persona del comité de ética: Martha Pimienta Giraldo, tel: 6 683 600 ext 329.

Firma:
Nombre:
Cédula:
Teléfono:

Bibliografía

- [1] Who, «WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age.» Community Health, pág. 53, 2007. DOI: 9789241563536.
- [2] F. Hua, S. Yoshida, G. Junling y P. Hui, «Falls Prevention in Older Age in Western Pacific Asia Region,» WHO, inf. téc., 2006.
- [3] A. Sebastiana, Z. Kalula, M. Uk y M. Mphil, «A WHO Global Report on Falls among Older Persons Prevention of falls in older persons : Africa case study,» WHO, inf. téc., 2006.
- [4] B. Krishnaswamy y G. Usha, «Falls in older people: national/regional review India,» Chennai: Madras Medical College and Government . . ., págs. 1-19, 2006.
- [5] S. L. Moreno Lozada, «Comportamiento de muertes y lesiones accidentales, Colombia, 2013,» Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forenses, inf. téc., 2013.
- [6] C.-L. Curcio, F. Gomez y C. a. Reyes-Ortiz, «Activity restriction related to fear of falling among older people in the Colombian Andes mountains: are functional or psychosocial risk factors more important?» Journal of aging and health, vol. 21, n.o 3, págs. 460-479, 2009, ISSN: 0898-2643. DOI: 10.1177/0898264308329024.
- [7] J. Howcroft, J. Kofman y E. D. Lemaire, «Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors,» Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, vol. 10, n.o 1, pág. 91, 2013, ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-10- 91.
- [8] D. Hamacher, N. B. Singh, J. H. Van Dieen, M. O. Heller y W. R. Taylor, «Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review,» Journal of The Royal Society Interface, vol. 8, n.o August, págs. 1682-1698, 2011, ISSN: 1742-5689. DOI: 10.1098/rsif.2011.0416.
- [9] F. Riva, M. J. P. Toebes, M. Pijnappels, R. Stagni y J. H. van Dieën, «Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection,» Gait and Posture, vol. 38, n.o 2, págs. 170-174, 2013, ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.002.
- [10] V. Scott, K. Votova, A. Scanlan y J. Close, «Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings,» Age and Ageing, vol. 36, n.o 2, págs. 130-139, 2007, ISSN: 00020729. DOI: 10.1093/ageing/af1165.
- [11] S. Gates, L. a. Smith, J. D. Fisher y S. E. Lamb, «Systematic review of accuracy of screening instruments for predicting fall risk among independently living older

- adults.,» *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 45, n.o 8, págs. 1105-1116, 2008, ISSN: 1938-1352. DOI: 10.1682/JRRD.2008.04.0057.
- [12] B. R. Greene, A. Odonovan, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scanaill y R. a. Kenny, «Quantitative falls risk assessment using the timed up and go test,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, n.o 12, págs. 2918-2926, 2010, ISSN: 00189294. DOI: 10.1109/TBME.2010.2083659.
- [13] L. D. Bogle Thorbahn y R. a. Newton, «Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons.,» *Physical therapy*, vol. 76, n.o 6, págs. 576-583, discussion 584-585, 1996, ISSN: 0031-9023.
- [14] A. Contreras y F. Grandas, «Risk of falls in Parkinson's disease: A cross-sectional study of 160 patients,» *Parkinson's Disease*, vol. 2012, 2012, ISSN: 20420080. DOI: 10.1155/2012/362572.
- [15] J. R. Nocera, E. L. Stegemöller, I. a. Malaty, M. S. Okun, M. Marsiske y C. J. Hass, «Using the timed up & go test in a clinical setting to predict falling in parkinson's disease,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 94, n.o 7, págs. 1300-1305, 2013, ISSN: 00039993. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.02.020. arXiv: NIHMS150003.
- [16] L. M. Cipriany-Dacko, D. Innerst, J. Johannsen y V. Rude, «Interrater reliability of the tinetti balance scores in novice and experienced physical therapy clinicians,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, n.o 10, págs. 1160-1164, 1997, ISSN: 00039993. DOI: 10.1016/S0003-9993(97)90145-3.
- [17] D. a. Kegelmeyer, A. D. Kloos, K. M. Thomas y S. K. Kostyk, «Reliability and validity of the Tinetti Mobility Test for individuals with Parkinson disease.,» *Physical therapy*, vol. 87, n.o 10, págs. 1369-1378, 2007, ISSN: 0031-9023. DOI: 10.2522/ptj.20070007. arXiv: 0956814 [arXiv:submit].
- [18] S. Downs, J. Marquez y P. Chiarelli, «The Berg Balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: A systematic review,» *Journal of Physiotherapy*, vol. 59, n.o 2, págs. 93-99, 2013, ISSN: 18369553. DOI: 10.1016/S1836-9553(13)70161-9.
- [19] P. L. Scalzo, I. C. Nova, M. R. Perracini, D. R. C. Sacramento, F. Cardoso, H. B. Ferraz y A. L. Teixeira, «Validation of the Brazilian version of the berg balance scale for patients with Parkinson's disease,» *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, vol. 67, n.o 3 B, págs. 831-835, 2009, ISSN: 0004282X. DOI: 10.1590/S0004-282X2009000500010.
- [20] K. Rockwood, E. Awalt, D. Carver y C. MacKnight, «Feasibility and measurement properties of the functional reach and the timed up and go tests in the Canadian study of health and aging.,» *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 55, n.o 2, págs. M70-M73, 2000, ISSN: 1079-5006. DOI: 10.1093/gerona/55.2.M70.
- [21] E. Nordin, E. Rosendahl y L. Lundin-Olsson, «Research Report Timed " Up & Go " Test : Reliability in Older People Dependent in Activities of Daily Living —,» *Physical Therapy*, n.o 86, págs. 646-655, 2006.
- [22] J. S. Hu, K. C. Sun y C. Y. Cheng, «A kinematic human-walking model for the normal-gait-speed estimation using tri-axial acceleration signals at waist location,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, n.o 8, págs. 2271-2279, 2013, ISSN: 00189294. DOI: 10.1109/TBME.2013.2252345.

- [23] S. Šlajpah, R. Kamnik y M. Munih, «Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking,» *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 116, n.o 2, págs. 131-144, 2014, ISSN: 18727565. DOI: 10.1016/j.cmpb.2013.11.012.
- [24] S. Coyle, V. F. Curto, F. Benito-Lopez, L. Florea y D. Diamond, *Wearable Sensor*, 1. Elsevier Inc., 2014, págs. 65-83, ISBN: 9780124186620. DOI: 10.1016/B978-0-12-418662-0.00002-7.
- [25] D. McGrath, B. R. Greene, E. P. Doheny, D. J. McKeown, G. De Vito y B. Caulfield, «Reliability of quantitative TUG measures of mobility for use in falls risk assessment,» en *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2011, págs. 466-469, ISBN: 9781424441211. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090066.
- [26] P. Rashidi y A. Mihailidis, «A survey on ambient-assisted living tools for older adults,» *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, n.o 3, págs. 579-590, 2013, ISSN: 21682194. DOI: 10.1109/JBHI.2012.2234129.
- [27] Y. Ping y W. Xiaohua, «Risk factors for accidental falls in the elderly and intervention strategy,» *Journal of Medical Colleges of PLA*, vol. 27, n.o 5, págs. 299-305, 2012, ISSN: 10001948. DOI: 10.1016/S1000-1948(12)60039-2.
- [28] R. a. Kenny, R. Romero-Ortuno y L. Cogan, «Falls,» *Medicine*, vol. 41, n.o 1, págs. 24-28, 2013, ISSN: 13573039. DOI: 10.1016/j.mpmed.2012.10.010.
- [29] HEN, «What are the main risk factors for falls amongst older people and what are the most effective interventions to prevent these falls?» *World Health Organization - Europe*, inf. téc., 2004.
- [30] S. Lord, C. Sherrington, H. Menz y J. Close, *Falls in older people*. New York: Cambridge University Press, 2007, ISBN: 9780521680998.
- [31] P. A. Bath y K. Morgan, «Differential risk factor profiles for indoor and outdoor falls in older people living at home in Nottighan (UK),» *European Journal of Epidemiology*, vol. 15, n.o 1, págs. 65-73, 1999.
- [32] M. Cesari, F. Landi, S. Torre, G. Onder, F. Lattanzio y R. Bernabei, «Prevalence and risk factors for falls in an older community-dwelling population.,» *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 57, n.o 11, págs. M722-M726, 2002, ISSN: 1079-5006. DOI: 10.1093/gerona/57.11.M722.
- [33] P. P. Marin, «Latin-American regional review on Falls in older people,» *WHO, Santiago de Chile*, inf. téc., 2005, págs. 1-10.
- [34] L. Z. Rubenstein, «Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention,» *Age and Ageing*, vol. 35, págs. 37-41, 2006, ISSN: 00020729. DOI: 10.1093/ageing/afl084.
- [35] K. James, J. Gouldbourne, C. Morris y D. Eldemire-Shearer, «Falls and Fall Prevention in the Elderly : Insights from Jamaica Department of Community Health and Psychiatry Mona Ageing and Wellness Centre University of the West Indies Mona , Jamaica,» *WHO*, inf. téc., 2006.

- [36] R. Gelbard, K. Inaba, O. T. Okoye, M. Morrell, Z. Saadi, L. Lam, P. Talving y D. Demetriades, «Falls in the elderly: A modern look at an old problem,» *American Journal of Surgery*, vol. 208, n.o 2, págs. 249-253, 2014, ISSN: 18791883. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2013.12.034.
- [37] U. Laessoe, H. C. Hoeck, O. Simonsen, T. Sinkjaer y M. Voigt, «Fall risk in an active elderly population—can it be assessed?» *Journal of negative results in biomedicine*, vol. 6, pág. 2, 2007, ISSN: 1477-5751. DOI: 10.1186/1477-5751-6-2.
- [38] S. T. D. Almeida, C. L. C. Soldera, G. A. D. Carli, I. Gomes y T. D. L. Resende, «Analysis of extrinsic and intrinsic factors that predispose elderly individuals to fall,» *Revista da Associação Médica Brasileira* (1992), vol. 58, n.o 4, págs. 427-33, 2012, ISSN: 0104-4230. DOI: 10.1016/S2255-4823(12)70224-2.
- [39] P. Pasquetti, L. Apicella y G. Mangone, «Pathogenesis and treatment of falls in elderly,» *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, vol. 03, n.o 11, págs. 222-225, 2014.
- [40] M. Yamada, S. Nishiguchi, N. Fukutani, T. Tanigawa, T. Yukutake, H. Kayama, T. Aoyama y H. Arai, «Prevalence of sarcopenia in community-dwelling Japanese older adults,» *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, n.o 12, págs. 911-915, 2013, ISSN: 15389375. DOI: 10.1016/j.jamda.2013.08.015.
- [41] A. Soto-Varela, A. Faraldo-García, M. Rossi-Izquierdo, A. Lirola-Delgado, I. Vaamonde-Sánchez-Andrade, M. Del-Río-Valeiras, P. Gayoso-Diz y S. Santos-Pérez, «Can we predict the risk of falls in elderly patients with instability?» *Auris Nasus Larynx*, vol. 42, págs. 8-14, 2015, ISSN: 03858146. DOI: 10.1016/j.anl.2014.06.005.
- [42] B. Salzman, «Gait and balance disorders in older adults,» *American Family Physician*, vol. 82, n.o 1, págs. 61-68, 2011, ISSN: 0002838X. DOI: d8377[pii].
- [43] S. Iwasaki y T. Yamasoba, «Dizziness and Imbalance in the Elderly: Age-related Decline in the Vestibular System,» *Aging and Disease*, vol. 6, n.o 1, pág. 38, 2015, ISSN: 2152-5250. DOI: 10.14336/AD.2014.0128.
- [44] C. Feldstein y A. B. Weder, «Orthostatic hypotension: A common, serious and underrecognized problem in hospitalized patients,» *Journal of the American Society of Hypertension*, vol. 6, n.o 1, págs. 27-39, 2012, ISSN: 19331711. DOI: 10.1016/j.jash.2011.08.008.
- [45] H. W. Lach y J. L. Parsons, «Impact of fear of falling in long term care: An integrative review,» *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, n.o 8, págs. 573-577, 2013, ISSN: 15258610. DOI: 10.1016/j.jamda.2013.02.019.
- [46] K. Robinson, A. Dennison, D. Roalf, J. Noorigian, H. Cianci, L. Bunting-Perry, P. Moberg, G. Kleiner-Fisman, R. Martine, J. Duda, J. Jaggi y M. Stern, «Falling risk factors in Parkinson's disease,» *NeuroRehabilitation*, vol. 20, págs. 169-182, 2005, ISSN: 1053-8135. DOI: 10.1017/S1537592705380145.
- [47] K. Delbaere, C. Sherrington y S. R. Lord, «Falls prevention interventions,» en *Osteoporosis*, Elsevier Inc, 2013, cap. 70, págs. 1649-1666, ISBN: 9780124158535. DOI: 10.1016/B978-0-12-415853-5.00070-4.

- [48] a. Bueno-Cavanillas, F. Padilla-Ruiz, J. J. Jiménez-Moleón, C. a. Peinado-Alonso y R. Gálvez-Vargas, «Risk factors in falls among the elderly according to extrinsic and intrinsic precipitating causes,» *European Journal of Epidemiology*, vol. 16, n.o 9, págs. 849-859, 2000, ISSN: 03932990. DOI: 10.1023/A:1007636531965.
- [49] M. J. Faber, R. J. Bosscher y P. C. W. van Wieringen, «Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment,» *Physical therapy*, vol. 86, n.o 7, págs. 944-954, 2006, ISSN: 0031-9023.
- [50] K. L. Perell, A. Nelson, R. L. Goldman, S. L. Luther, N. Prieto-Lewis y L. Z. Rubenstein, «Fall risk assessment measures: an analytic review,» *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 56, n.o 12, págs. M761-M766, 2001, ISSN: 1079-5006. DOI: 10.1093/gerona/56.12.M761.
- [51] X. Cui, C.-K. Peng, M. D. Costa, A. Weiss, A. L. Goldberger y J. M. Hausdorff, «Development of a new approach to quantifying stepping stability using ensemble empirical mode decomposition,» *Gait & Posture*, vol. 39, n.o 1, págs. 495-500, 2014, ISSN: 1879-2219. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.036.
- [52] P. Sánchez-Muñoz y J. a. López-Pina, «Revisión sistemática de las propiedades psicométricas de las escalas de valoración de la enfermedad de Parkinson: riesgo de caídas, congelaciones y otras alteraciones en la marcha y el control postural,» *Fisioterapia*, n.o xx, 2014, ISSN: 02115638. DOI: 10.1016/j.ft.2013.11.003.
- [53] M. E. Tinetti, «Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients,» *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 34, n.o 2, págs. 119-26, 1986. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x. dirección: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3944402>.
- [54] 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,» *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 73, n.o 11, págs. 1073-1080, 1992, ISSN: 0003-9993. DOI: 0003-9993(92)90174-U[pii].
- [55] a. Yelnik e I. Bonan, «Clinical tools for assessing balance disorders,» *Neurophysiologie Clinique*, vol. 38, n.o 6, págs. 439-445, 2008, ISSN: 09877053. DOI: 10.1016/j.neucli.2008.09.008.
- [56] S. Mathias, U. Nayak y B. Isaacs, «Balance in elderly patients: “the get-up and go” test,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 6, n.o 6, págs. 387-9, 1986.
- [57] D. Podsiadlo y S. Richardson, «The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons,» *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 39, n.o 2, págs. 142-148, feb. de 1991, ISSN: 0002-8614.
- [58] A. F. Ambrose, G. Paul y J. M. Hausdorff, «Risk factors for falls among older adults: A review of the literature,» *Maturitas*, vol. 75, n.o 1, págs. 51-61, 2013, ISSN: 03785122. DOI: 10.1016/j.maturitas.2013.02.009.
- [59] C. S. Sterke, S. L. Huisman, E. F. V. Beeck, C. W. N. Looman y T. J. M. V. D. Cammen, «Is the Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) a feasible and valid predictor of short-term fall risk in nursing home residents with dementia?» *International Psychogeriatrics*, 2009. DOI: 10.1017/S1041610209991347.

- [60] J. S. Brach, J. E. Berlin, J. M. VanSwearingen, A. B. Newman y S. a. Studenski, «Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, págs. 21-21, 2005, ISSN: 1743-0003 (Electronic). DOI: 10.1186/1743-0003-2-21.
- [61] D. D. Espy, F. Yang, T. Bhatt e Y. C. Pai, «Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk,» *Gait Posture*, vol. 32, n.o 3, págs. 378-82, 2010, ISSN: 1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking). DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.06.013. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20655750>.
- [62] A. Datta, R. Datta y J. Elkins, «What Factors Predict Falls in Older Adults Living in Nursing Homes: A Pilot Study,» *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, vol. 4, n.o 1, págs. 3-3, 2018. DOI: 10.3390/jfmk4010003.
- [63] I. L. Kyrдалen, P. Thingstad, L. Sandvik y H. Ormstad, «Associations between gait speed and well-known fall risk factors among community-dwelling older adults,» *Physiotherapy Research International*, vol. 24, n.o 1, págs. 1-6, 2019. DOI: 10.1002/pri.1743.
- [64] Z. Svoboda, L. Bizovska, M. Janura, E. Kubonova, K. Janurova y N. Vuillerme, «Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers: A 6-month prospective study,» *PLoS One*, vol. 12, n.o 2, e0171997, 2017, ISSN: 1932-6203 (Electronic) 1932-6203 (Linking). DOI: 10.1371/journal.pone.0171997. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28241008>.
- [65] N. Konig, W. R. Taylor, G. Armbrecht, R. Dietzel y N. B. Singh, «Identification of functional parameters for the classification of older female fallers and prediction of 'first-time' fallers,» *J R Soc Interface*, vol. 11, n.o 97, pág. 20 140 353, 2014, ISSN: 1742-5662 (Electronic) 1742-5662 (Linking). DOI: 10.1098/rsif.2014.0353. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24898021>.
- [66] J. M. Hausdorff, D. A. Rios y H. K. Edelberg, «Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, págs. 1050-1056, 2001, ISSN: 0003-9993 (Print)0003-9993 (Linking). DOI: 10.1053/apmr.2001.24893.
- [67] E. Tuunainen, J. Rasku, P. Jäntti e I. Pyykkö, «Risk factors of falls in community dwelling active elderly,» *Auris Nasus Larynx*, vol. 41, págs. 10-16, 2014, ISSN: 03858146. DOI: 10.1016/j.anl.2013.05.002.
- [68] J. Visschedijk, R. van Balen, C. Hertogh y W. Achterberg, «Fear of Falling in Patients With Hip Fractures: Prevalence and Related Psychological Factors,» *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, n.o 3, págs. 218-220, 2013, ISSN: 15258610. DOI: 10.1016/j.jamda.2012.10.013.
- [69] P. E. Roos y J. B. Dingwell, «Using dynamic walking models to identify factors that contribute to increased risk of falling in older adults,» *Human Movement Science*, vol. 32, n.o 5, págs. 984-996, 2013, ISSN: 01679457. DOI: 10.1016/j.humov.2013.07.001. arXiv: NIHMS150003.

- [70] M. Saleh y G. Murdoch, «In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment,» *The Bone & Joint Journal*, vol. 67, n.o 2, págs. 237-41, 1985.
- [71] M. K. Holden, K. M. Gill y M. R. Magliozzi, «Gait assessment for neurologically impaired patients. Standards for outcome assessment.,» *Physical therapy*, vol. 66, págs. 1530-1539, 1986, ISSN: 0031-9023.
- [72] J. S. Dufek, E. S. Neumann, M. C. Hawkins y B. O'Toole, «Functional and dynamic response characteristics of a custom composite ankle foot orthosis for Charcot-Marie-Tooth patients,» *Gait and Posture*, vol. 39, n.o 1, págs. 308-313, 2014, ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.121.
- [73] V. L. Gray, T. D. Ivanova y S. J. Garland, «Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls,» *Gait and Posture*, vol. 40, n.o 1, págs. 198-203, 2014, ISSN: 18792219. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.191.
- [74] B. Mariani, C. Hoskovec, S. Rochat, C. Büla, J. Penders y K. Aminian, «3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors,» *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n.o 15, págs. 2999-3006, 2010, ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.003.
- [75] P. B. Shull, W. Jirattigalachote, M. a. Hunt, M. R. Cutkosky y S. L. Delp, «Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention,» *Gait and Posture*, vol. 40, n.o 1, págs. 11-19, 2014, ISSN: 18792219. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.189.
- [76] A. K. Bourke, P. V. D. Ven, M. Gamble, R. O. Connor, K. Murphy, E. Mcquade, P. Finucane, G. Ólaighin y J. Nelson, «Assessment of Waist-worn Tri-axial Accelerometer Based Fall- detection Algorithms using Continuous Unsupervised Activities,» en *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires: IEE, 2010, págs. 2782-2785, ISBN: 9781424441242.
- [77] F. Bagalà, C. Becker, A. Cappello, L. Chiari, K. Aminian, J. M. Hausdorff, W. Zijlstra y J. Klenk, «Evaluation of accelerometer-based fall detection algorithms on real-world falls,» *PLoS ONE*, vol. 7, n.o 5, págs. 1-9, 2012, ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0037062.
- [78] S. Khawandi, B. Daya y P. Chauvet, «Implementation of a monitoring system for fall detection in elderly healthcare,» en *Procedia Computer Science*, vol. 3, Elsevier, 2011, págs. 216-220. DOI: 10.1016/j.procs.2010.12.036.
- [79] Z. Zhao, Y. Chen, S. Wang y Z. Chen, «FallAlarm: Smart phone based fall detecting and positioning system,» en *Procedia Computer Science*, vol. 10, 2012, págs. 617-624. DOI: 10.1016/j.procs.2012.06.079.
- [80] N. Pannurat, S. Thiemjarus y E. Nantajeewarawat, «Automatic fall monitoring: A review,» *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, n.o 7, págs. 12 900-12 936, 2014, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s140712900.
- [81] J. Cheng, X. Chen y M. Shen, «A framework for daily activity monitoring and fall detection based on surface electromyography and accelerometer signals,» *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, n.o 1, págs. 38-45, 2013, ISSN: 21682194. DOI: 10.1109/TITB.2012.2226905.

- [82] S. Chernbumroong, S. Cang, A. Atkins y H. Yu, «Elderly activities recognition and classification for applications in assisted living,» *Expert Systems with Applications*, vol. 40, n.o 5, págs. 1662-1674, 2013, ISSN: 09574174. DOI: 10.1016/j.eswa.2012.09.004.
- [83] M. Galli, V. Cimolin, M. Crivellini e I. Campanini, «Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults,» *Gait and Posture*, vol. 28, n.o 1, págs. 80-85, 2008, ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.10.003.
- [84] E. P. Doheny, C. Walsh, T. Foran, B. R. Greene, C. W. Fan, C. Cunningham y R. A. Kenny, «Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times- sit-to-stand test,» *Gait and Posture*, vol. 38, n.o 4, págs. 1021-1025, 2013, ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.013.
- [85] R. C. Van Lummel, E. Ainsworth, U. Lindemann, W. Zijlstra, L. Chiari, P. Van Campen y J. M. Hausdorff, «Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults,» *Gait and Posture*, vol. 38, n.o 1, págs. 153-156, 2013, ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.008.
- [86] M. E. Tinetti, T. Franklin Williams y R. Mayewski, «Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities,» *The American Journal of Medicine*, vol. 80, págs. 429-434, 1986, ISSN: 0002-9343 (Print). DOI: 10.1016/0002-9343(86)90717-5.
- [87] C. Rodríguez Guevara y L. H. Lugo, «Validez y confiabilidad de la Escala de Tinetti para población colombiana,» *Revista Colombiana de Reumatología*, vol. 19, n.o 4, págs. 218-233, 2012. DOI: 10.1016/S0121-8123(12)70017-8.
- [88] L. M. Friedman, C. D. Furberg, D. L. DeMets, D. M. Reboussin y C. B. Granger, *Fundamentals of Clinical Trials*. Springer, 2015, ISBN: 978-3-319-18538-5 978-3-319-18539-2. DOI: 10.1007/978-3-319-18539-2.
- [89] J. M. Guralnik, L. Ferrucci, E. M. Simonsick, M. E. Salive y R. B. Wallace, «Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability,» *N Engl J Med*, vol. 332, n.o 9, págs. 556-61, 1995, ISSN: 0028-4793 (Print) 0028-4793 (Linking). DOI: 10.1056/NEJM199503023320902. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7838189>.
- [90] J. F. Gómez, C. L. Curcio Borrero, B. Alvarado, M. V. Zunzunegui y J. M. Guralnik, «Validez y confiabilidad de la batería corta de desempeño físico (SPPB): un estudio piloto sobre la movilidad en los Andes colombianos,» *Colombia Médica*, vol. 44, n.o 3, 2013.
- [91] M. F. Folstein, S. E. Folstein y P. R. McHugh, «“Mini-mental state”. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician,» *Journal of psychiatric research*, vol. 12, n.o 3, págs. 189-198, 1975, ISSN: 0022-3956. DOI: 0022-3956(75)90026-6[pii].
- [92] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan y M. E. Wootten, «Measurement of lower extremity kinematics during level walking,» *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, págs. 383-392, 1990.

- [93] R. B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski y J. R. Gage, «A gait analysis data collection and reduction techniques,» *Human Movement Science*, vol. 10, págs. 575-587, 1991.
- [94] A. Leardini, A. Cappozzo, F. Catani, S. Toksvig-Larsen, A. Petitto, V. Sforza, G. Cassanelli y S. Giannini, «Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location,» *J Biomech*, vol. 32, n.o 1, págs. 99-103, 1999, ISSN: 0021-9290 (Print) 0021-9290 (Linking). DOI: 10.1016/s0021-9290(98)00148-1. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10050957>.
- [95] J. L. Hicks y J. G. Richards, «Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers,» *Gait Posture*, vol. 22, n.o 2, págs. 138-45, 2005, ISSN: 0966-6362 (Print) 0966-6362 (Linking). DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.08.004. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16139749>.
- [96] J. Cockcroft, Q. Louw y R. Baker, «Proximal placement of lateral thigh skin markers reduces soft tissue artefact during normal gait using the Conventional Gait Model,» *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 19, n.o 14, págs. 1497-504, 2016, ISSN: 1476-8259 (Electronic) 1025-5842 (Linking). DOI: 10.1080/10255842.2016.1157865. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26929983>.
- [97] F. Leboeuf, R. Baker, A. Barre, J. Reay, R. Jones y M. Sangeux, «The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future,» *Gait Posture*, vol. 69, págs. 235-241, 2019, ISSN: 1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking). DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.04.015. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31027876>.
- [98] D. J. Magee, *Orthopedic physical assessment*, 6th edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2014, x, 1173 pages, ISBN: 9781455709779 (hardcover alk. paper) 1455709778 (hardcover alk. paper).
- [99] H. C. Thode, *Testing for normality*, ép. Statistics, textbooks and monographs. New York: Marcel Dekker, 2002, viii, 479 p. ISBN: 0824796136 (alk. paper). dirección: <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy0647/2001055347-d.html>.
- [100] J. Cohen, «A Coefficient of Agreement for Nominal Scales,» *Educational and Psychological Measurement*, vol. 20, n.o 1, págs. 37-46, 1960, ISSN: 0013-1644 1552-3888. DOI: 10.1177/001316446002000104.
- [101] É. Cortés-Reyes, J. A. Rubio-Romero y H. Gaitán-Duarte, «Métodos estadísticos de evaluación de la concordancia y la reproducibilidad de pruebas diagnósticas,» *Revista Colombiana de Obstetricia y Ginecología*, vol. 61, n.o 3, págs. 247-255, 2010.
- [102] P. E. Shrout y J. L. Fleiss, «Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability,» *Psychol Bull*, vol. 86, n.o 2, págs. 420-8, 1979, ISSN: 0033-2909 (Print) 0033-2909 (Linking). DOI: 10.1037//0033-2909.86.2.420. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18839484>.
- [103] C. G. Esquivel Molina, V. M. Velasco Rodríguez, E. Martínez Rubin de Celis, E. Barbachano Rodríguez, G. González Ávila y C. E. Castillo Ruíz, «Coeficiente de correlación intraclase vs correlación de Pearson de la glucemia capilar por reflectometría y glucemia plasmática,» *Med Int Mex*, vol. 22, págs. 165-71, 2006.

- [104] E. Nordin, R. Moe-Nilssen, A. Ramnemark y L. Lundin-Olsson, «Changes in step-width during dual-task walking predicts falls,» *Gait Posture*, vol. 32, n.o 1, págs. 92-7, 2010, ISSN: 1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking). DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.012. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20399100>.
- [105] R. G. Cumming, J. L. Kelsey y M. C. Nevitt, «Methodologic issues in the study of frequent and recurrent health problems,» *Ann Epidemiol*, vol. 1, n.o 1, págs. 49-56, 1990, ISSN: 1047-2797 (Print) 1047-2797 (Linking). DOI: 10.1016/1047-2797(90)90018-N. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1669489>.
- [106] L. Mackenzie, J. Byles y C. D'Este, «Validation of self-reported fall events in intervention studies,» *Clin Rehabil*, vol. 20, n.o 4, págs. 331-9, 2006, ISSN: 0269-2155 (Print) 0269-2155 (Linking). DOI: 10.1191/0269215506cr947oa. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16719031>.

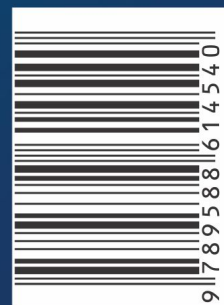
Las caídas de adultos mayores son un problema que la Organización Mundial de la Salud ha calificado como importante, se calculan alrededor de 646.000 muertes anuales en el mundo. Para hacer frente a esta situación se requieren estrategias de mitigación y prevención que busquen disminuir la gravedad de estas.

El estudio de este fenómeno hace necesario que se realice una evaluación del riesgo de caída que cada adulto mayor tiene y para eso la herramienta más utilizada son los exámenes de función motora, como lo es la evaluación de movilidad orientada al desempeño (POMA por sus siglas en inglés), propuesto por Mary Tinetti en 1986.

Desde su concepción, el examen POMA ha tenido críticas por su carácter cualitativo y muy dependiente de la experiencia del evaluador. En este libro se recopilaron investigaciones enfocadas en el estudio del problema de caídas; además se presenta un procedimiento para la medición de la incidencia de sistemas electrónicos en la concordancia de los resultados de esta prueba de movilidad



SELLO EDITORIAL
UNIAUTÓNOMA DEL CAUCA



Vicerrectoría de Investigaciones