



**Universidad  
Andrés Bello**

**Universidad Andrés Bello  
Facultad de Ciencias de la Rehabilitación  
Escuela de Kinesiología.**

**UTILIDAD DEL USO DE ACELEROMETRÍA EN LA VALORACIÓN DEL  
RIESGO DE CAÍDAS EN ADULTOS MAYORES AUTOVALENTES QUE  
RESIDEN EN LA COMUNIDAD.**

**Tesis para optar al grado de Licenciado en Kinesiología.**

**Autores:**

**Santiago Mauricio Acevedo Parra.  
Francisco Javier Rosales Olmedo.  
Juan Ignacio Rubio Gallardo.  
Macarena Sofía San Martín Pradenas.**

**Profesor Guía:**

**Klga. Paz Bahamondes Mendoza.  
Santiago de Chile, junio de 2017.**

## **Agradecimientos.**

Como sabemos, el proceso de obtención de un título profesional está lleno de sacrificios y barreras que superar, pero también de maravillosos momentos y por sobre todo de una amplia gama de conocimiento y valores adquiridos.

La realización de un proyecto investigativo constituye todo un desafío para un estudiante de pregrado, sobre todo al deber cumplir tanto con la investigación como con el resto de su malla curricular. Así mismo, éste ha sido un proceso lleno de emociones: de altos y bajos, de avances y retrocesos, y de discusiones y reconciliaciones.

Como grupo investigador pasamos por varias dificultades tanto personales como académicas para lograrlo, pero la convicción y la perseverancia nos mantuvo en el camino correcto.

Es por ello que queremos agradecer profundamente a todos aquellos que nos dieron su apoyo hasta en los momentos más difíciles, y que nos permitieron lograr este desafío: a nuestras familias, amigos, compañeros y profesores; quienes con un simple consejo u opinión nos motivaron a seguir adelante sin bajar los brazos.

## **Resumen.**

Introducción: La población de adultos mayores a nivel global crece a pasos acelerados. Las caídas son muy frecuentes en esta etapa del ciclo vital, las cuales suelen estar asociados a elevados riesgos de morbilidad y mortalidad, según datos de la Organización Mundial de Salud (OMS) “*Cada año se producen aproximadamente un total de 37,3 millones de caídas a nivel global, de las cuales fallecen un total de 424.000 personas por la gravedad de las lesiones*”. En Chile existen pruebas propuestas por el Ministerio de Salud (MINSAL), como la Estación Unipodal (EU) y el “*Timed Up and Go*” (TUG), usados para predecir los riesgos de caídas durante las actividades de la vida diaria, principalmente en la marcha. Estos carecen de exactitud y precisión si no se complementan con métodos de mayor especificidad y sensibilidad. La manera de determinar con mayor eficacia el riesgo de caída lo otorga la acelerometría, ya que estudia el comportamiento del centro de masa, el cual nos entrega información más relevante y objetiva acerca de la posibilidad de caer (a través de las mediciones de las variables de la marcha).

Objetivo: Revisar la utilidad del estudio acelerométrico como complemento a la detección del riesgo de caídas en adultos mayores propuestos en las guías MINSAL.

Método: Se realizó una investigación de tipo revisión narrativa, en la cual se investigaron sólo los artículos científicos pertenecientes a las bases de datos como: la selección Mesh de Pubmed, Elsevier, Science Direct Cochrane Library. Se usaron las siguientes palabras claves: “adulto mayor” (“*elderly*”), “acelerometría” (“*accelerometry*”), “marcha” (“*gait*”), “caída” (“*fall*”), de los estudios que se encontraron en las distintas bases de datos se les aplicaron múltiples filtros para terminar finalmente hacer la selección de los documentos más adecuados para levantar la investigación.

Resultados: De 259 números de “*papers*” que se encontraron, se seleccionaron 23 documentos que cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión de esta investigación, los cuales abordan temas referentes sobre caídas en la población AM, el comportamiento del centro de masas durante la marcha y su evaluación mediante la acelerometría demostrando dicha evidencia de los estudios revisados que tiene una mayor especificidad y sensibilidad para este evento.

Conclusión: Los resultados obtenidos de revisión bibliográfica mostraron que los parámetros acelerométricos del centro de masa de usuarios caedores y/o con alto riesgo de caídas tienen una clara tendencia a presentar valores menores en comparación con los de usuarios no caedores o con bajo riesgo de caídas en los AM.

## **Abstract.**

**Introduction:** The global elder population is growing at a fast pace. Falls are very frequent at this stage of life, which are often associated with high morbidity and mortality risks. According to the World Health Organization (WHO). *"Each year, approximately 37.3 million people fall worldwide, and a total of 424,000 people die due to the complexity of the injuries."* In Chile, proofs have been shown by the Ministry of Health (MINSAL), such as the Unipodal [g1] Station (EU) and the Timed Up and Go (TUG), used to predict the risks of [g2] falls during daily life activities, mainly while walking. These two methods lack of accuracy and precision if they are not complemented by more specific and sensitive methods. The way most effective way to determine the risk of fall is by the accelerometry, since it studies the behavior of the center of mass, which provides us more relevant and objective information about the possibility of falling (through the measurements of the variables while walking), from the studies found in the different databases multiple filters are applied to finish making the selection of the most appropriate documents to lift the research. Objective/Goal: To review the utility of accelerometric studies as a complement to the detection of risk of falls in older adults proposed by the MINSAL guidelines.

**Method:** A research through a narrative review was carried out, in which only the scientific articles belonging to databases such as Pubmed Mesh selection, Elsevier, Science Direct Cochrane Library were investigated. The following key words were used: *"adulto mayor"* (elderly), *"acelerometría"* (accelerometry), *"marcha"* (gait), *"caída"* (fall). From the studies that were found in the different data bases, multiple filters were applied to finally make the selection of the more suitable documents to carry the research.

**Outcomes:** 23 out of 259 papers were selected which met the inclusion and exclusion criteria of this research, which address issues related to falls in the elder people population, the behavior of the center of mass while walking and its evaluation by accelerometry proving the evidence of the reviewed studies that are more specific and sensitive for this event.

**Conclusion:** The results obtained from a bibliographic review showed that the accelerometric parameters of the center of mass of users with high risk of falls have a clear tendency to present lower values compare to those of users without or with a low risk of falls in the elder people

## ÍNDICE

Capítulo 1 .....	8
1. Introducción. ....	8
Capítulo 2 .....	10
2. Problema , Pregunta y Objetivos de la investigación.....	11
2.1. Problema de la investigación. ....	11
2.2. Pregunta de investigación. ....	11
2.3. Objetivo General. ....	12
2.4. Objetivos Específicos.....	12
Capítulo 3 .....	13
3. Justificación del estudio. ....	13
Capítulo 4 .....	15
4. Marco teórico. ....	15
4.1. Adulto Mayor. ....	15
4.2. Limitación funcional. ....	15
4.3. Equilibrio. ....	16
4.4. Equilibrio dinámico.....	17
4.5. Estabilidad.....	17
4.6. Balance.....	18
4.7. Subsistema de balance. ....	18
4.8. Balance durante la marcha. ....	19
4.9. Límites de estabilidad / Verticalidad durante la marcha. ....	20
4.9.1. Restricciones Biomecánicas durante la marcha. ....	20
Capítulo 5 .....	22
5. Métodos de evaluación de balance.....	22
5.1. Test de marcha de 10 metros.....	22
5.2. Timed Up & Go Test. ....	23

5.3. Extended Timed Get Up & Go.....	23
5.4. Estación Unipodal. ....	24
5.5. Test de Tinetti .....	24
Capítulo 6.....	26
6. Acelerometría como método de estudio.....	26
6.1. Variables acelerométricas características de la marcha. ....	27
6.1.1. Root Mean Square.....	27
6.1.2. Variables temporo-espaciales.....	27
6.1.3. Harmonic Ratio. ....	29
Capítulo 7.....	30
7. Método. ....	30
7.1. Metodología de investigación. ....	30
7.2. Procedimiento de la investigación. ....	33
7.3. Criterios de Inclusión de la investigación. ....	33
7.4. Criterios de Exclusión de la investigación. ....	33
Resultados de la investigación. ....	34
Discusión.....	44
Conclusión .....	48
Referencias.....	49



## Capítulo 1

### INTRODUCCIÓN.

Actualmente, la población mundial está envejeciendo a pasos acelerados, se estima que entre el 2000 y el 2050 la proporción de habitantes mayores de 60 años de edad a nivel mundial pasará de 605 millones a 2000 millones en el transcurso de ese período <sup>[1]</sup>. En Chile, se ha observado en los últimos años un incremento en la población de adultos mayores, según datos demográficos obtenidos a través de la Encuesta de Caracterización Socioeconómica Nacional (CASEN)<sup>[2]</sup>, se muestra que en un período de 23 años (1990-2013) el número de habitantes sobre los 60 años ha experimentado un aumento de 1.578.952 personas. Pero, ¿qué implica envejecer?, la Organización Mundial de la Salud (OMS) define el envejecimiento humano como *“Conjunto de reacciones morfológicas y fisiológicas que aparecen en el cuerpo como consecuencia del paso del tiempo sobre éste. Lo que lleva a un descenso gradual de las capacidades físicas y mentales, un aumento del riesgo de enfermedad y finalmente, la muerte”*.<sup>[3]</sup> Como consecuencia, esto conlleva a una cascada de deficiencias tanto estructurales como funcionales para el ser humano. Existen actualmente en nuestro país 2.005.684 personas que tienen más de 60 años, de ellos el 56% son mujeres y el 44% son hombres.<sup>[4]</sup> Actualmente uno de cada diez personas pertenece al grupo de adultos mayores y se espera que para el año 2025 esta proporción sea uno de cada cinco.<sup>[4]</sup>

Según datos de la Organización mundial la Salud (OMS)<sup>[5]</sup> El impacto económico de las caídas es fundamental para la familia, la comunidad y la sociedad ya que se generan costos directo del sistema de salud por cada episodio de lesión de caídas en personas AM y los costos promedios anuales son de US \$ 17.483 en Estados Unidos con una proyección de que este costo aumenta a US \$ 240 mil millones en el año 2040. Además de los costos directos, las caídas incurren en costos indirectos que son críticos para la familia, la pérdida de productividad de los cuidadores familiares. El promedio de los ingresos perdidos podría aproximarse a 40 000 USD anuales.

Una problemática que afecta a los adultos mayores a nivel mundial son las caídas y las consecuencias asociadas a éstas. Las caídas son un importante problema de Salud Pública, según datos de la OMS “Cada año se producen aproximadamente un total de 37,3 millones de caídas a nivel global, de las cuales fallecen un total de 424.000 personas por la gravedad de las lesiones”, lo que las convierte en la segunda causa mundial de muerte por daños no intencionales tras los traumatismos causados por accidentes de tránsito, con una incidencia de un 34% en Chile y con una tasa de letalidad de caídas de un 11,4 muertes por cada 1000 eventos de caídas a nivel mundial.<sup>[5]</sup> En Chile, en el “Manual de estadísticas vitales 2012” realizado por el Instituto Nacional de Estadísticas (INE) demostró que ese año en Chile se produjeron 922 defunciones por caídas, de las cuales 687 ocurrieron en la población sobre los 64 años de edad.<sup>[6]</sup> También es importante considerar que un adulto mayor (AM) que sufre una caída podría desarrollar un trastorno denominado: “Síndrome Post Caída” que consiste en el temor a volver a caer, que en los peores casos puede limitar las actividades de la vida diaria del usuario, como lo puede ser: levantarse, deambular de forma segura en su hogar o en el exterior.<sup>[7]</sup>

Actualmente en Chile el riesgo de caídas se valora durante la realización del Examen de medicina preventiva para el adulto mayor (EMPAM), mediante las pruebas: “*Timed Up and Go Test*” (TUG) y Estación unipodal (EU).<sup>[2]</sup> Sin embargo, estas pruebas no son del todo fiables como se verá más adelante; además no entregan datos sobre el comportamiento del centro de masa del usuario lo cual es importante para poder definir de manera más objetiva si un adulto mayor tiene tendencia a ser caedor o no, ya que desde el punto de vista biomecánico las caídas están determinadas por la pérdida del balance y la proyección del centro de masa por fuera de la base de sustentación. Éste estudio del centro de masa será útil ya que el equilibrio de un usuario se pierde cuando su centro de masa es proyectado fuera de su base de sustentación y la evaluación de esto es posible mediante un análisis acelerométrico. Los diversos estudios recopilados en esta investigación evidencian que existen diferencias al comparar los resultados obtenidos entre adultos mayores sanos no caedores y adultos mayores con historial de caídas. Éstas diferencias evidentes entre los grupos estudiados se aplican para parámetros acelerométricos

específicos como lo son el Root Mean Square (RMS) y Harmonic Ratio (HR), conceptos que serán abordados más adelante.

## Capítulo 2

### PROBLEMA, PREGUNTA y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.

#### 2.1. Problema de la investigación.

La evidencia ha demostrado que, mediante el análisis estadístico y curvas ROC, el TUG por si solo tiene una exactitud de aproximadamente el 57% para discriminar a un usuario con alta probabilidad de ser un caedor, respecto de un usuario con bajas probabilidades de serlo, a pesar de tener un intervalo de confianza de un 95%. El análisis de regresión logística también indica que la puntuación del TUG no es un predictor significativo de las caídas (OR = 1,01; IC del 95%: 1,00-1,02,  $p = 0,04$ ) y que el rendimiento discriminativo limitado del TUG es confirmado por el análisis de su curva ROC, que indica aproximadamente un 57% de precisión global por un área significativa bajo la curva (AUCroc = 0,57, IC del 95%: 0,54-0,59).<sup>[8]</sup> La EU por su parte, puede llegar a tener una especificidad del 75% aproximadamente, además demostró una sensibilidad de un 91% (sin considerar la edad como un factor de riesgo), pero en contraste el modelo clínico de evaluación fue menos sensible con un 84% y menos específico con un 65%.<sup>[9]</sup>, sin embargo, es un test que solo evalúa el equilibrio y el balance del usuario de forma estática y no dinámica, además no entrega mayor información sobre cómo se comporta su centro de masa durante el movimiento. Es por ello, que surge la necesidad de implementar un nuevo complemento a éstas herramientas de evaluación, con el fin de generar un análisis más específico para determinar el riesgo de caídas en los adultos mayores.

#### 2.2. Pregunta de investigación.

¿Los estudios científicos con respecto a estudios acelerométricos con referencia a los adultos mayores, complementan la detección del riesgo de caída de adultos mayores comparados con las evaluaciones clásicas (TUG y EU)?.

### **2.3 Objetivo General.**

- Revisar los diversos estudios existentes con respecto a la utilidad del estudio de la acelerometría como complemento a la detección del riesgo de caídas en adultos mayores.

### **2.4 Objetivos Específicos.**

- Revisar los predictores clásicos de las caídas del adulto mayor.
- Describir los componentes acelerométricos característicos de las caídas en el adulto mayor.
- Identificar estudios que comparen los test predictores de caídas clásicos con estudios que apliquen el uso de la acelerometría en el adulto mayor.

### **Capítulo 3**

#### **JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.**

A nivel mundial, caen cada año aproximadamente el 28 a 35% de personas sobre los 65 años, incidencia que está directamente relacionada con la edad y el nivel de fragilidad, aumentando éstas cifras de 32-42% en personas autovalentes sobre los 70 años de edad, e incluso la cifra aumenta hasta un 50% en adultos mayores (AM) dependientes que residen en recintos de larga estadía<sup>[4]</sup>, el 20 a 30% de esas caídas causan lesiones moderadas o graves, y representan el 10 a 15% de visitas a departamentos de urgencias a nivel mundial<sup>[3]</sup>. En Chile, como se ha mencionado anteriormente, la incidencia de caídas corresponde a un 34% de la población de AM, y solo en 2012 se produjeron 687 caídas con resultados fatales en AM.

Actualmente el Ministerio de Salud (MINSAL) propone el EMPAM dentro de las Garantías Explícitas en Salud (GES), con el fin de enfatizar la prevención en salud y postergar o evitar la dependencia en adultos mayores. Los objetivos que plantea este examen son: evaluar la salud integral y funcional del adulto mayor, identificar y controlar los factores de riesgo de pérdida de la funcionalidad y elaborar un plan de atención y seguimiento para ser ejecutado por el equipo de salud.<sup>[2]</sup> Esto se cumple mediante una compleja serie de seis ítems de evaluación integral del usuario, que corresponden a evaluaciones antropométricas, valoración del estado funcional del adulto mayor, exámenes de laboratorio, diagnósticos, terapia farmacológica y finalmente la realización de un plan de atención. El ítem de “Valoración del estado funcional” del adulto mayor es uno de los que mayor relevancia posee dentro del examen, y a su vez el más extenso. Este contempla la valoración del riesgo de caídas, mediante el test de Estación Unipodal (EU) y Timed Up and Go (TUG). El test de EU posee una sensibilidad del 91%, y una especificidad del 75% cuando la edad no es considerada como un predictor del riesgo de caídas<sup>[9]</sup>, pero es un test que solo analiza al usuario de manera estática, y no otorga mayor información sobre cómo se está comportando su centro de masa. El TUG es otra prueba valorada por la clínica a nivel mundial, que evalúa el balance dinámico del usuario durante la marcha. Sin embargo, un estudio realizado por Emma Barry Et.

Al<sup>[10]</sup> publicado por la revista “*BMC Geriatrics*” recopiló estudios de cohortes no concurrentes, caso-control y casos observacionales sobre adultos mayores autovalentes que vivían en la comunidad, que registraban al menos un episodio de caída en el año. Se descartaron en el estudio a adultos mayores con alguna afección neurológica o alguna condición ortopédica que podría afectar directamente el análisis de la marcha. La calidad de los estudios fue analizada mediante la herramienta “*Quality Assessment of Diagnostic Accuracy Studies - 2*” (QUADAS-2)<sup>[10]</sup>, mediante un análisis estadístico y el uso de curvas ROC, el resultado obtenido fue de una precisión y especificidad del 57%, a pesar de tener un índice de confiabilidad del 95% para el TUG<sup>[10]</sup>, por lo que no representa una prueba objetiva al momento de valorar el riesgo real de caída que posee un adulto mayor.

La propuesta que se sugiere de usar evaluación del comportamiento del centro de masas de forma complementaria a las evaluaciones clásicas sobre la predicción del riesgo de caídas en los AM, busca aumentar la especificidad y sensibilidad de detectar casos de creadoras que sean verdaderos positivos y minimizar los casos falsos positivos, con esto crear planes de tratamiento e intervenciones sobre este punto , contribuyendo a disminuir los costos económicos (directos o indirectos) sobre este ítem.

## **Capítulo 4**

### **MARCO TEÓRICO.**

#### **4.1 Adulto Mayor.**

Se define Adulto Mayor (AM) como cualquier persona que se encuentre en una etapa del ciclo vital correspondiente a los 60 años o más, según la ley 19.828 creada por el Servicio Nacional del Adulto Mayor (SENAMA)<sup>[11]</sup>, a su vez, se han establecido categorías para la definición de AM: un “adulto mayor autovalente sano” se define como aquella persona mayor de 60 años cuyas características físicas, funcionales, mentales y sociales le permiten realizar las actividades esenciales de autocuidado, como: alimentarse, vestirse, desplazarse, bañarse y las actividades necesarias para adaptarse a su medio ambiente: leer, usar el teléfono, manejar su medicación, el dinero, viajar y hacer sus trámites.<sup>[11]</sup> Cuando un adulto mayor se ve afectado en su autonomía de realizar sus actividades de la vida diaria se denomina como un “adulto mayor frágil”<sup>[11]</sup> y cuando el adulto mayor se ve imposibilitado de realizar estas actividades y requiere apoyo constante se le denomina como “adulto mayor dependiente”<sup>[11]</sup>.

#### **4.2 Limitación funcional.**

El término que actualmente usa la Organización Mundial de la Salud (OMS) para denotar limitación funcional es “*limitación de la capacidad*”, definida según el modelo de la Clasificación Internacional del Funcionamiento (CIF) de deficiencia y discapacidad.

La limitación funcional se caracteriza por la reducción de la capacidad de ejecutar acciones o utilizar componentes de las habilidades motoras de manera eficiente. Estas además pueden ser de naturaleza física, social o psicológica. Se sabe que cuando las alteraciones presentes provocan limitaciones funcionales, la calidad de vida de las personas podría comenzar a deteriorarse.<sup>[12]</sup>



Las limitaciones funcionales de naturaleza física son las que comprometen la capacidad de ejecutar tareas sensitivomotoras (ejecución de acciones en las que participa todo el cuerpo). Estas tareas pueden ser de variada complejidad, siendo de nivel básico, denominadas “actividades de la vida diaria” (AVD) y “actividades de la vida diaria instrumentales” (AVDI). Ejemplos de las AVD son: Vestirse, Alimentarse o Asearse; de las AVDI son tareas laborales, estudios o las asociadas a la movilización dentro de la comunidad (conducir un automóvil o usar el transporte público).<sup>[12]</sup>

### **4.3 Equilibrio.**

El término equilibrio implica que el cuerpo de estudio está o bien en reposo o en movimiento con una velocidad constante; para que un cuerpo esté en estado de equilibrio, ha de estar en equilibrio tanto traslatorio como rotacional.<sup>[13]</sup>

Un cuerpo está en un equilibrio traslatorio si la fuerza neta (vector comprendido de todas las fuerzas) que actúan sobre él es igual a cero, si la fuerza neta es cero, entonces la aceleración lineal (índice de tiempo de cambio de velocidad lineal) del cuerpo es cero.<sup>[13]</sup>

Un cuerpo está en equilibrio rotacional si el movimiento neto (vector comprendido de todas las fuerzas) actuando sobre él es cero, si el momento neto es cero, entonces la aceleración angular (índice de tiempo de cambio de velocidad angular) del cuerpo es cero.<sup>[13]</sup>

Para esta investigación, se considerará que un cuerpo está en equilibrio siempre y cuando su centro de gravedad quede por encima y por dentro de su base de sustentación o apoyo<sup>[13]</sup>, siendo ésta definida como la superficie disponible donde cae el centro de masas y de gravedad en el plano antes descrito.

#### **4.4 Equilibrio dinámico.**

En esta investigación se utilizará el término equilibrio dinámico como el estado en que la suma de las fuerzas que actúan en el cuerpo en movimiento se mueven de manera controlada, permitiendo su desplazamiento. Este se produce durante la realización de movimientos que la persona estime necesarios a la hora de realizar alguna actividad de la vida diaria, el cual compromete el equilibrio de tal manera que la persona debe utilizar distintas estrategias para poder realizar el movimiento.<sup>[14]</sup>

#### **4.5 Estabilidad.**

Puede ser entendida como la capacidad de un cuerpo de mantener el equilibrio o posición, es decir de evitar ser desequilibrado, también se ha descrito como la propiedad de volver a un estado inicial previo a la perturbación.<sup>[15]</sup> Resulta necesario diferenciar que tipo de estabilidad se requiere prioritariamente para conservar el equilibrio de un cuerpo en la tarea que se pretenda observar.

También puede ser definida como la habilidad de mantener el cuerpo en equilibrio, manteniendo la proyección del centro de masas dentro de los límites de la base de sustentación a través de continuos feedbacks de información propioceptiva, vestibular y visual, generando una actividad coordinada de la activación muscular.<sup>[16]</sup>

En condiciones estáticas, la estabilidad corporal no presenta una correlación con las demandas de estabilidad durante la ejecución de tareas motrices asociadas a las actividades funcionales; por lo que parece existir una clara diferenciación entre la estabilidad postural en situaciones estáticas y la estabilidad postural funcional durante la ejecución de una tarea motriz dinámica<sup>[17]</sup>.

#### **4.6 Balance.**

Desde una perspectiva mecánica un objeto se equilibra cuando las acciones de carga resultantes (fuerzas y momentos) que actúan sobre él suman a cero (primera Ley de Newton). En otras palabras, la capacidad de un objeto para permanecer en equilibrio está relacionada con la posición del centro de masa y el área de la base de apoyo de ese objeto. Si la proyección vertical de un objeto cae dentro de la base de sustentación, el objeto permanecerá en equilibrio. Por otro lado, el objeto se desbalanceará y caerá, si la proyección vertical del centro de masas se desplaza fuera de la base de sustentación.<sup>[18]</sup>

#### **4.7 Subsistema de balance.**

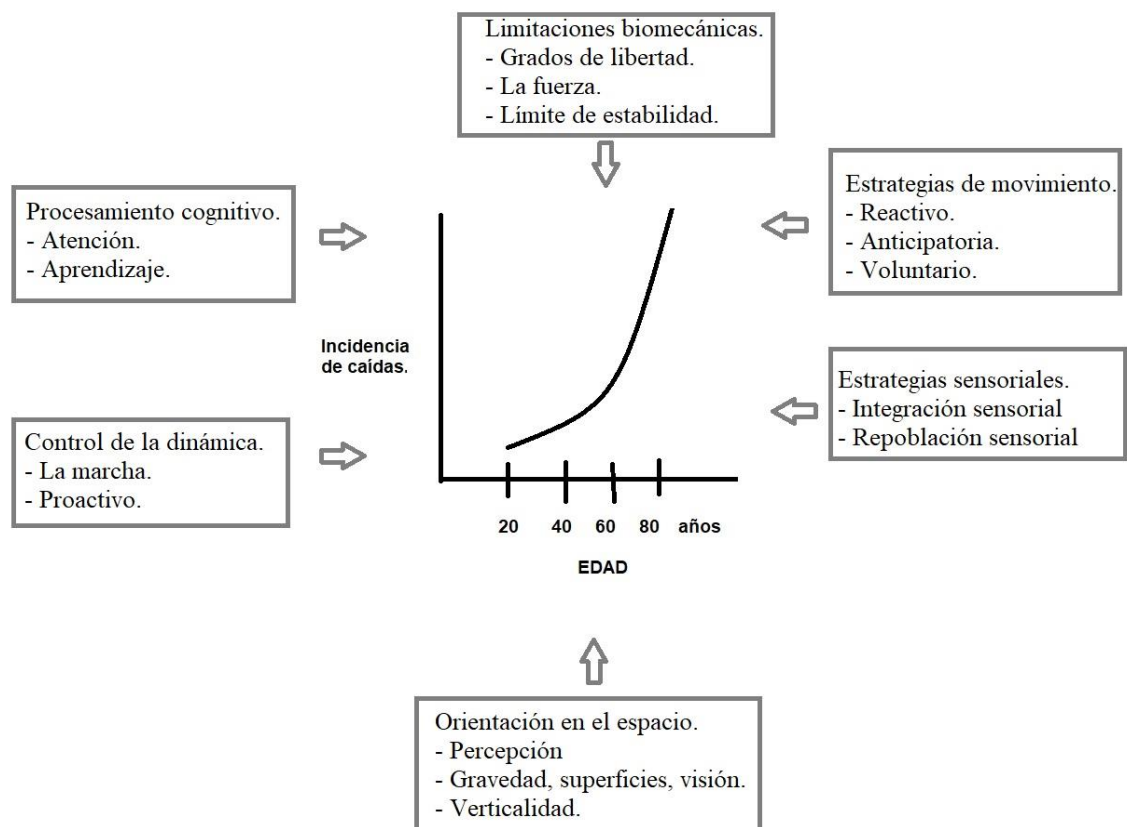
La estabilidad mecánica en oposición al equilibrio mecánico puede definirse o expresarse mediante una escala de grados. El grado de estabilidad depende de la cantidad de fuerza(s) externa(s), que se requiere para mover el centro de masas de los objetos hacia y más allá de su base de sustentación. Además, la estabilidad depende de la colocación del centro de masa (vertical y horizontal) con respecto a la periferia de la base de sustentación, la masa misma y la proporción geométrica de la base.<sup>[19]</sup>

En comparación con los objetos inanimados, el cuerpo humano tiene la capacidad de controlar la estabilidad y modular la postura corporal, es decir, cuando la proyección vertical de centro de masas se aproxima a la base de sustentación una respuesta adecuada de la actividad muscular típica se genera.

Esta capacidad de controlar al centro de masa en relación con la base de sustentación emerge de una compleja interacción de los sistemas neuromusculares y aferentes / eferentes, a menudo denominados colectivamente como "control postural".<sup>[19]</sup>

La demanda específica del sistema de control postural en una situación dada depende de la tarea a realizar, de las capacidades del individuo y del entorno.<sup>[18]</sup> Para lograr cubrir esta demanda en la figura 1 se muestran los recursos necesarios para la orientación postural y equilibrio. Cualquier trastorno en uno o más de estos recursos pueden generar la pérdida del equilibrio en el adulto mayor y como consecuencia una potencial caída de este.

Figura 1: Recursos necesarios para la estabilidad postural y orientación. Adaptado de Fay B Horak & cols.<sup>[19]</sup>



#### **4.8 Balance durante la marcha.**

El control postural se ha definido como: "*el acto de mantener, lograr o restaurar un estado de equilibrio durante cualquier postura o actividad*".<sup>[18]</sup> Para conseguir una posición de pie vertical, los subsistemas neuromusculares generan fuerzas para controlar el movimiento del centro de masa.<sup>[18]</sup>

#### **4.9 Límites de estabilidad / Verticalidad durante la marcha.**

Este límite, define el punto en que el cuerpo se puede mover más allá de su base de sustentación antes de cambiar de posición o perder el equilibrio, así como una especie de propiocepción de la postura vertical. Un factor que puede ser determinante para la óptima estabilidad del cuerpo humano, es la alineación de su eje central (eje vertical) el cual cae perpendicularmente en la superficie de apoyo. Cuanto más se acerca su eje central (altura del centro de masas) a la superficie de apoyo (a la perpendicular), más estable se vuelve.<sup>[20]</sup> Una representación inexacta de la verticalidad tendrá como consecuencia una alineación postural automática no alineada y, por lo tanto, la persona en este caso el adulto mayor estará inestable.<sup>[19]</sup>

##### **4.9.1 Restricciones Biomecánicas durante la marcha.**

Una restricción de la marcha se centra en las limitaciones biomecánicas que tenga esta durante el desplazamiento del centro de masas dentro de la base de sustentación y estas incluyen: la calidad de la base de sustentación, la alineación postural, funcionalidad del tobillo, la fuerza de la musculatura de cadera involucrada en el gesto motor de la marcha (capacidad de generar fuerza) para estar de pie, y la capacidad de levantarse desde el suelo.<sup>[20]</sup>

Los límites de la estabilidad, van a estar definidos por el área sobre la cual la persona puede mover su centro de masas, además de mantener el equilibrio sin generar grandes cambios en su base de sustentación. Estos límites van a simular la

forma de un cono, por lo tanto, el equilibrio no es una posición particular, sino, un espacio determinado por el tamaño de la base de sustentación y las limitaciones en la movilidad articular, fuerza muscular e información sensorial, disponible para detectar este límite de estabilidad tal cual como se muestra en la figura 2.<sup>[19]</sup>

Figura 2: Límites normales y anormales de estabilidad, Fay B Horak & cols.<sup>[19]</sup>



“Límites normales y anormales de estabilidad. (A) Hombre sano que apoya el centro de masa de su cuerpo (CoM) (punto blanco) hacia sus límites delanteros de estabilidad, representados como el área de un cono. (B) La mujer con déficit multisensorial intenta inclinarse hacia adelante sin mover su cuerpo hacia adelante. (C) La mujer con déficit multisensorial intenta inclinarse hacia atrás pero inmediatamente da un paso para aumentar su base de apoyo. La proyección del cuerpo CoM sobre la base del soporte del pie se indica esquemáticamente con una flecha blanca”.

En los adultos mayores con trastornos de balance, este cono de estabilidad que se genera durante la marcha, puede ser muy pequeño o las representaciones neurales y centrales pueden estar alteradas, lo que afecta en la estrategia del movimiento para mantener un balance dinámico. Se ve reflejando de esta manera que los adultos mayores propensos a las caídas, tienden a tener límites de estabilidad más

pequeños, desplazamiento del centro de masas de manera lateral más grandes de lo normal y una ubicación de los pies más inestable.<sup>[19]</sup>

## **Capítulo 5**

### **MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE BALANCE.**

Existen diversos métodos o pruebas que son útiles y de fácil realización para determinar el posible riesgo de caídas de los adultos mayores, estos son:

- Test de marcha de 10 metros.
- Timed Up and Go (TUG).
- Extended Timed Get Up and Go.
- Estación Unipodal (EU).
- Test de Tinetti.

De los cuales el TUG y EU son los utilizados dentro del EMPAM debido a su facilidad de aplicación en la práctica clínica.

#### **5.1 Test de marcha de 10 metros.**

Es una prueba simple y de muy fácil aplicación, que consiste en avanzar una distancia de 10 metros, a la velocidad que la persona camina habitualmente. Se toma en cuenta el tiempo empleado en la ejecución de la tarea, el número de pasos y la velocidad (metros/segundos).

Para registrar la velocidad de la marcha se consideran sólo 6 metros, que son medidos entre los 2 y 8 metros, para eliminar así los efectos de aceleración y desaceleración.

Los AM que no presentan deficiencias en la ejecución de la marcha caminan a una velocidad de 1 m/seg. o más, mientras que lo que presentan deficiencias en la realización de la tarea apenas alcanzan los 0,6m/seg.<sup>[21]</sup>



## 5.2 “Timed Up & Go Test”.

Es una prueba que mide el equilibrio dinámico y que consiste en medir el tiempo que demora un adulto mayor en levantarse de una silla sin apoyabrazos, caminar tres metros, dar la vuelta y volver a sentarse en la silla.

La prueba se realiza con el adulto mayor sentado en la silla, con su espalda apoyada en el respaldo, sus brazos a los lados sin tocar sus muslos y sus pies apoyados al suelo. Se le solicita al AM que se ponga de pie y camine como lo hace habitualmente hasta un cono ubicado a tres metros, gire alrededor de este y vuelva a sentarse. La prueba controla el tiempo que tarda el AM en recorrer el circuito, iniciándose cuando éste despega la espalda de la silla y finaliza cuando vuelve a la posición inicial. Se asume a un AM sin riesgo de caída cuando el tiempo en finalizar la prueba es  $\leq 10$  segundos, riesgo leve entre 11 y 20 segundos y alto riesgo  $> 20$  segundos.<sup>[8]</sup>

Este test predice el riesgo de caída en 57% con un índice de confiabilidad de un 95%, pero no es un predictor significativo de las caídas (OR = 1,01; IC del 95%: 1,00-1,02,  $p = 0,04$ ) y tiene un rendimiento discriminativo limitado confirmado por el análisis de su curva ROC (AUCroc = 0,57, IC del 95%: 0,54-0,59).<sup>[8]</sup>

## 5.3 Extended Timed Get Up & Go.

Es una modificación de la prueba “*timed up and go*”, consiste en dividir la ejecución de la tarea del TUG en cinco fases. La primera es la transición desde el sedente a bípedo (Si-St), la segunda es comenzar la marcha (GG), la tercera es la media vuelta (T), la cuarta es el regreso al punto inicial (GC) y la quinta es la transición desde el bípedo al sedente con apoyo de la espalda en el respaldo (T-St-Si).<sup>[22]</sup>

Una vez analizada la información disponible se llegó a la conclusión de que los autores que proponen este tipo de evaluación, no registran datos de índice de confiabilidad, sensibilidad o especificidad.

#### **5.4 Estación Unipodal.**

La prueba de estación unipodal (EU) mide el equilibrio estático y consiste en cronometrar el tiempo en el cual un AM está en equilibrio apoyado sólo en una extremidad inferior. La prueba se realiza con el AM en posición bípeda con sus brazos cruzados a través del tórax apoyando sus manos en los hombros, a continuación, este debe realizar una flexión de cadera y rodillas de 90°. El AM debe mantener la posición el mayor tiempo posible, si la persona no logra la posición descrita, busca apoyo, se desestabiliza o las extremidades inferiores se tocan entre sí al estar de pie, se considerará que el resultado está alterado. Se considera un valor normal al mantener la posición  $\geq 5$  segundos.

A las personas con serios problemas en el equilibrio o uso de ayudas técnicas no se les debe aplicar esta prueba.<sup>[2]</sup>

Este test predice el riesgo de caída con una sensibilidad de un 91% (sin considerar la edad como un factor de riesgo), pero en contraste el modelo clínico de evaluación fue menos sensible con un 84% y menos específico con un 65%.<sup>[11]</sup>

## 5.5 Test de Tinetti.

El Test de Tinetti ofrece una ventaja sobre las otras pruebas, ya que realiza una valoración tanto de la marcha como del equilibrio, los cuales brindan información más completa para determinar el riesgo de caídas, determinar alteraciones en la marcha y en el equilibrio que requieran intervención.

La escala está compuesta por nueve ítems de equilibrio y siete de marcha. Las puntuaciones obtenidas se pueden clasificar con números del 0-2, significando 0 que la persona no logre o mantenga la estabilidad en los cambios de posición o un patrón de marcha inadecuado, considerándose en la escala como anormal.

La puntuación 1, significa que el sujeto logra los cambios de posición o patrones de marcha con compensaciones posturales, se denomina a esta condición “adaptativa”. Por último, una puntuación de 2, es aquella persona que no presenta dificultades para efectuar las diferentes tareas de la escala y se considera como normal.

El puntaje máximo para el ítem de equilibrio es 16 y el de la marcha es 12, siendo la suma de estos 28 puntos, con el cual se determina el riesgo de caídas. Se considera que un puntaje  $>$  a 19 puntos equivale a un mínimo riesgo de caídas y que  $<$  20 puntos se considera un alto riesgo de caídas.<sup>[23]</sup>

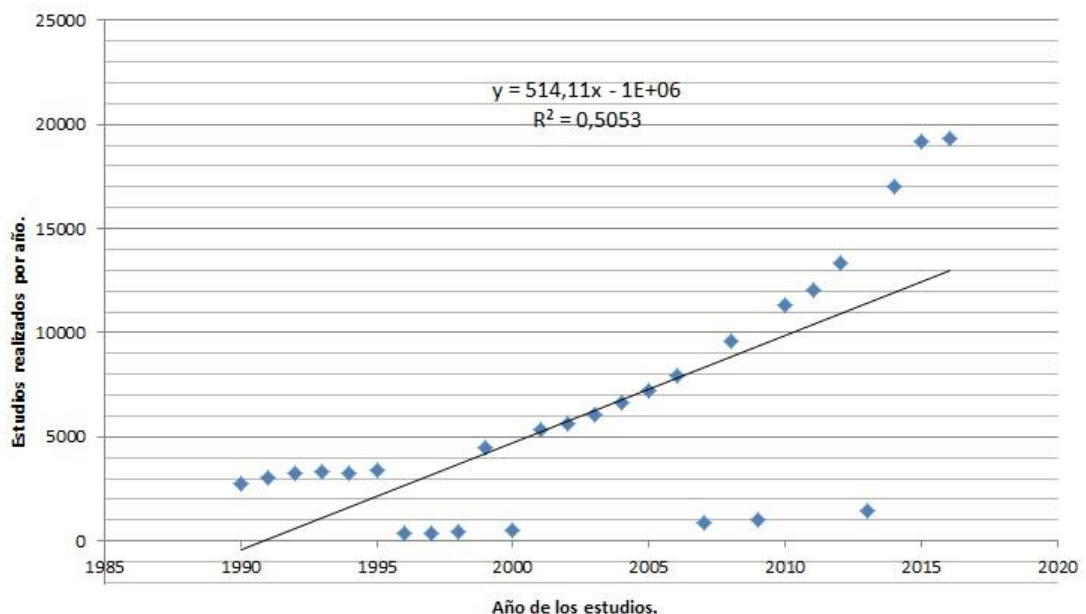
Este test predice el riesgo de caída en con una alta consistencia interna entre los dos dominios, siendo mayor en la marcha con un valor de 0.91 seguida por el equilibrio con 0.86. En la fiabilidad interobservador, en el dominio del equilibrio, los valores más altos fueron para los ítems al levantarse (K: 0.70; IC 95% 0.52-0.86); equilibrio de pie (K: 0.64; IC 95% 0.45-0.84) y empujón (K: 0.61; IC 95% 0.370.84), el ítem con menor acuerdo fue al sentarse (K: 0.1 IC 95% -0.08-0.28)<sup>[23]</sup>.

## Capítulo 6

### ACCELEROMETRÍA COMO MÉTODO DE ESTUDIO.

La acelerometría es utilizada por los distintos investigadores como una forma objetiva de evaluar y medir el comportamiento del centro de masa de cada usuario durante la marcha; en los últimos años el uso de acelerómetros con fines investigativos ha ido en aumento progresivo donde anualmente con un 50,5% de precisión aumentan en 514,11 estudios por año sobre este tema según se muestra en el gráfico 1 en el número de publicaciones científicas que han usado la acelerometría como método de estudio en los últimos años.<sup>[24]</sup>

Gráfico 1. Evolución de las publicaciones a lo largo del tiempo sobre el Acelerómetro en estudios sobre ejercicio o deporte. Adaptado de A. Santos-Lozano et al.<sup>[24]</sup>



El uso de la acelerometría se ha extendido a lo largo de las últimas décadas como herramienta de estudio de la marcha y de la actividad física, es por ello que revisar la evidencia existente hasta el momento acerca de la capacidad de la acelerometría para

la evaluación del equilibrio dinámico durante la marcha en los adultos mayores es de suma importancia, y también determinar qué tipos de variables resultan útiles para ello.

## **6.1. Variables acelerométricas características de la marcha.**

En esta investigación se abordarán los siguientes conceptos relacionados a las variables acelerométricas que son más representativas al momento de hacer un análisis de este tipo: Root Mean Square (RMS), Variables temporo-espaciales (longitud, simetría, cadencia y regularidad de los pasos) y el Harmonic Ratio (HR).

### **6.1.1 “Root Mean Square”.**

RMS representa un valor estadístico de la aceleración, es muy útil para calcular el valor promedio en variables que toman valores negativos y positivos. El valor RMS es el que se usa para calcular la energía o la intensidad en una señal, y tiende a aumentar en relación a la velocidad, en acelerometría se utiliza para representar el promedio de aceleración en distintos ejes de movimiento.<sup>[25]</sup>

### **6.1.2 Variables temporo-espaciales.**

Estas variables hablan de la forma en que un cuerpo se desplaza en el espacio bajo un tiempo determinado, dentro de un ciclo de movimiento y condiciones previamente descritas, de los cuales podemos rescatar ciertas características propias de la marcha humana, las cuales son objeto de estudio constante debido a su rico valor dentro de los procesos normales y patológicos de la marcha. Estas variables son descrita dentro del texto “Control motor-Teoría y aplicaciones prácticas”, como la descripción de la marcha bajo los parámetros de distancia-temporal como velocidad, longitud y frecuencia de los pasos, denominado cadencia y por último la longitud de las pisadas.

La variable velocidad de la marcha la podemos definir como: la rapidez horizontal en promedio que alcanza el cuerpo, calculado dentro de una o más pisadas alcanzadas. La longitud podemos dividirla en la longitud de los pasos, que consiste en la distancia entre un apoyo plantar (apoyo completo del pie en contacto con la superficie) hasta el apoyo plantar del otro pie. Es decir, la longitud del paso derecho es la distancia del talón izquierdo al derecho cuando ambos pies están en contacto con la superficie. La segunda es la longitud de la pisada, la cual corresponde a la distancia recorrida desde el impacto de un talón hasta el siguiente impacto del talón del mismo pie. La frecuencia o cadencia corresponde al número de pasos por unidad temporal, usualmente se expresa como pasos por minuto <sup>[26]</sup>.

### **6.1.3 “*Harmonic Ratio*”.**

El “*Harmonic Ratio*” (HR) es una medida usada para cuantificar la suavidad (o fluidez) de la marcha, el HR cuantifica la composición armónica de las aceleraciones del centro de masa en cada uno de los tres planos de movimiento, en cada paso dado; en donde un valor de HR alto es interpretado como una gran fluidez de marcha. <sup>[27]</sup>

## Capítulo 7

### MÉTODO.

#### 7.1 Metodología de investigación.

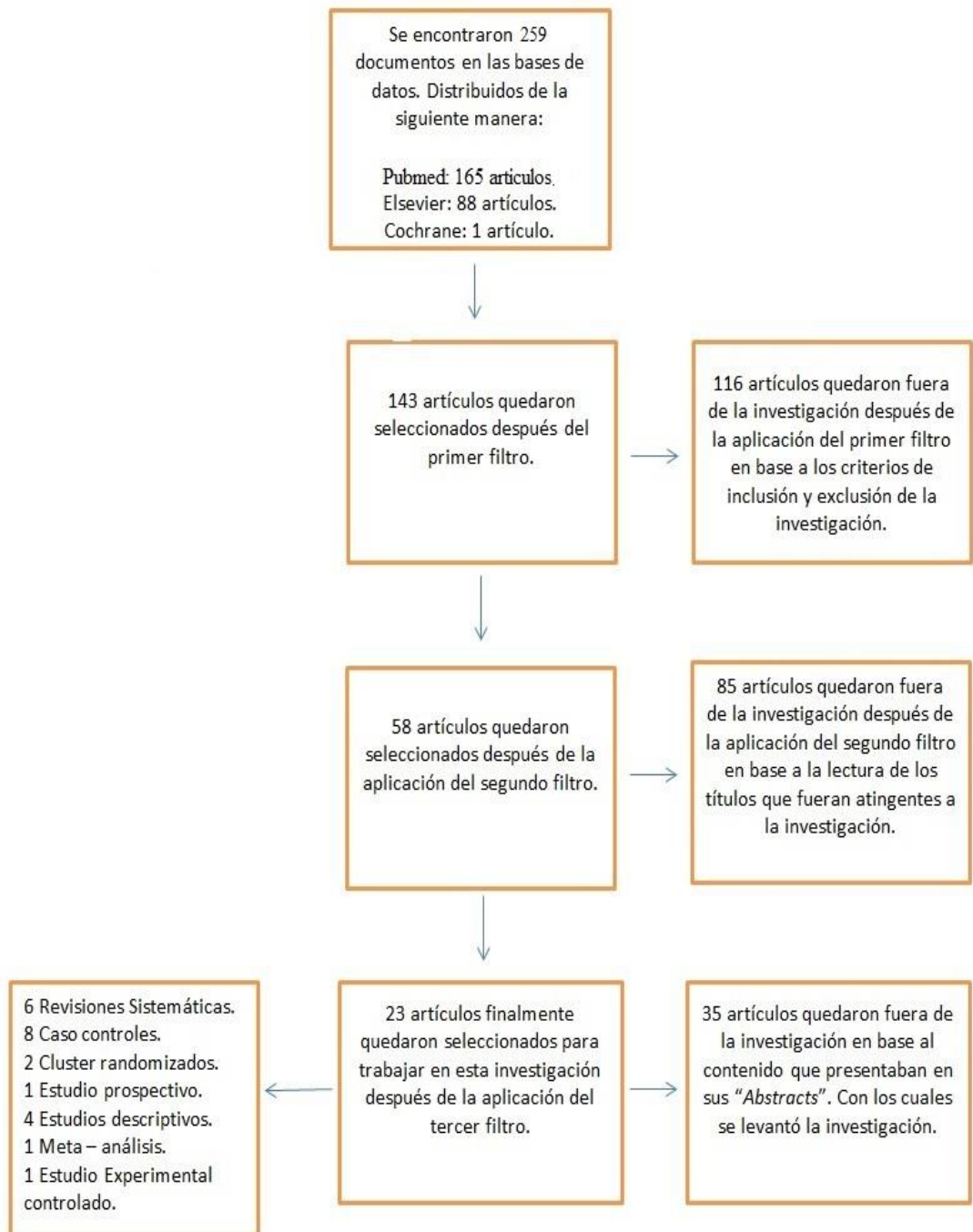
La metodología de investigación utilizada para llevar a cabo esta investigación es de una revisión Narrativa.

Se utilizaron los siguientes buscadores y bibliotecas virtuales de investigaciones: Pubmed: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> (*National Center for Biotechnology Information, U.S. National Library of Medicine*), Elsevier: <https://www.elsevier.com> (*RELX Intellectual Properties SA*), Science Direct  
Cochrane Library: <http://www.cochranelibrary.com> (*Cochrane Reviews and Cochrane Groups*) en los cuales se utilizaron como palabras claves: “adulto mayor” (*“elderly”*), “acelerometría” (*“accelerometry”*), “marcha” (*“gait”*), “caída” (*“fall”*), al introducir estas palabras en los buscadores y bibliotecas por separado los resultados fueron muy abultados por lo que se decidió como equipo de investigación usar las palabras claves acompañadas de los conectores “y” (*“and”*), “o” (*“or”*) y “no” (*“not”*) con dos de los términos claves y nuevamente debido a la cantidad de artículos se decide usar el conector “y” (*“and”*) y eliminando los conectores “o” (*“or”*) y “no” (*“not”*) de la búsqueda, obteniendo mejores resultados a la hora de delimitar el universo de documentos a revisar. Al momento de realizar la selección se incluyó todo tipo de publicaciones (trabajos originales de cualquier diseño, revisiones bibliográficas, revisiones sistemáticas y consensos o normativas) teniendo en cuenta el idioma del texto inglés o español, la publicación de procedencia y sin límite de fechas de emisión, incluyendo los trabajos de libre acceso y remunerados, tras este proceso dio como resultado 259 artículos totales a los cuales se le aplicó un primer filtro para que cumplieran con los criterios de inclusión quedando un total de un total de 143 artículos seleccionados, a estos se aplicó un segundo filtro que correspondió a la lectura de los títulos acordes al enfoque de la presente

investigación, donde se seleccionaron un total de 58 artículos, posteriormente se procedió a hacer un tercer filtro el cual consistió en hacer una lectura de los “*Abstract*” de los artículos, finalmente se seleccionaron 23 papers con los cuales se levantó esta investigación como se muestra en la figura 6.



Figura 6: Flujograma de la recopilación de artículos provenientes de las distintas bases de datos consultadas para la investigación: Utilidad del uso de acelerometría en la valoración del riesgo de caídas en adultos mayores autovalentes que residen en la comunidad.



## **7.2 Procedimiento de la investigación.**

Los artículos seleccionados tras la búsqueda fueron analizados de forma protocolizada en base a: título, hipótesis, fecha de publicación, fuente documental de procedencia, diseño experimental, dispositivos de valoración cinemática empleados en la metodología, criterios de inclusión y exclusión de los sujetos de estudio y palabras clave.

## **7.3 Criterios de Inclusión de la investigación.**

- Los estudios debían utilizar como instrumento de valoración acelerometría.
- Investigaciones en las que se evaluará la capacidad de dispositivos acelerométricos para la valoración del equilibrio dinámico.
- Las publicaciones debían estar en inglés o español.
- Las publicaciones deben ser sólo con adultos mayores como población objetivo.

## **7.4 Criterios de Exclusión de la investigación.**

- Los artículos que empleen análisis de datos acelerométricos combinados con otros procedentes de los sistemas de valoración cinética o cinemática.
- Artículos que utilicen la acelerometría para la cuantificación de una actividad física distinta de la marcha.
- Publicaciones que tengan en sus registros adultos mayores con algún tipo de trastorno cognitivo referenciado por minimal y/o similares .

## RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN.

Los resultados de la búsqueda de esta investigación nos arrojaron 23 artículos útiles para poder levantar esta investigación de los cuales se destacan 6 estudios relevantes a la hora resolver el objetivo de “comparar el efecto de predicción de caídas del estudio acelerométrico sobre los componentes clásicos”. Los otros objetivos a desarrollar consisten “revisión de predictores clásicos de las caídas del adulto mayor” y “descripción de componentes acelerométricos característicos de las caídas en el adulto mayor” ya se revisaron previamente en el marco teórico, métodos de evaluación de balance y acelerometría como método de estudio.

Un estudio realizado por Senden et. al.<sup>[28]</sup> publicado en 2012, demostró que es posible establecer diferencias entre ciertas variables estadísticas de la marcha entre adultos mayores con y sin riesgo de caídas (clasificados mediante el puntaje obtenido en el Test de Tinetti). El estudio se realizó con un total de 100 usuarios (50 sin riesgo de caídas y 50 con riesgo de caídas) éste último grupo se subdividió en usuarios con alto y bajo riesgo de caídas ( $n= 19$  y  $31$ , respectivamente). En los resultados obtenidos se pudo apreciar que en el grupo de usuarios con riesgo de caídas, los valores de parámetros acelerométricos (Velocidad de marcha, frecuencia de pasos, distancia entre pasos, porcentaje de asimetría, “*root mean square*” y “*harmonic ratio*” en aceleraciones verticales, y variabilidad de la amplitud entre pasos) del centro de masa de quienes tenían mayor riesgo de caídas eran menores que los del grupo con menor riesgo [Figura 7].

Figura 7: Datos demográficos de los sujetos, la puntuación de Tinetti, la historia de caída y los parámetros AGA, R. Senden et al.<sup>[28]</sup>

Subject demographics, Tinetti score, fall history and AGA-parameters for the group with a Tinetti ranging between 19 and 24 and the group with a Tinetti < 19 (average  $\pm$  standard deviation).

	Tinetti 19-24 (n=31)	Tinetti < 19 (n=19)	p-values
Age (years)	76.0 $\pm$ 4.8	83.6 $\pm$ 5.3	<0.01*
Height (m)	1.69 $\pm$ 0.09	1.65 $\pm$ 0.13	0.19
Weight (kg)	72.9 $\pm$ 14.1	66.2 $\pm$ 11.7	0.08
Tinetti	21.9 $\pm$ 1.7	17.0 $\pm$ 3.3	<0.01*
Fall history	17/31	7/19	0.25
Walking speed (m/s)	0.95 $\pm$ 0.24	0.72 $\pm$ 0.26	<0.01*
Frequency (steps/s)	1.71 $\pm$ 0.20	1.64 $\pm$ 0.28	0.27
Step length (m)	0.55 $\pm$ 0.11	0.43 $\pm$ 0.11	0.01*
Asymmetry (%)	9.39 $\pm$ 8.14	8.99 $\pm$ 5.03	0.84
Root mean square (vertical accelerations)	0.18 $\pm$ 0.07	0.13 $\pm$ 0.07	0.03*
Inter-stride amplitude variability (vertical accelerations)	0.07 $\pm$ 0.03	0.06 $\pm$ 0.02	0.21
Harmonic ratio (vertical accelerations)	2.51 $\pm$ 1.13	1.64 $\pm$ 0.77	0.01*

\* Significant difference ( $p < 0.05$ ) between groups; Tinetti 19-24 indicates low fall risk, Tinetti < 19 indicates high fall risk.

En el año 2014 Matthew A.D. Brodie y asociados<sup>[29]</sup> realizaron un estudio comparativo del valor de “*Harmonic Ratio*” en el plano mediolateral (MLHR) entre 96 adultos mayores, de los cuales 35 presentaban un historial de al menos una caída durante el último año. En este estudio los investigadores aplicaron una prueba de marcha de 20 metros sobre los participantes con uso de un acelerómetro a nivel sacro, los investigadores recopilaron la información de MLHR en un tramo de 8 pasos. Los resultados del estudio fueron analizados de manera estadística con los programas Matlab y Statistical Package for the Social Sciences; los cuales arrojaron destacables diferencias entre los grupos de participantes [Figura 8], en relación con la velocidad de marcha y la estabilidad armónica lateral.

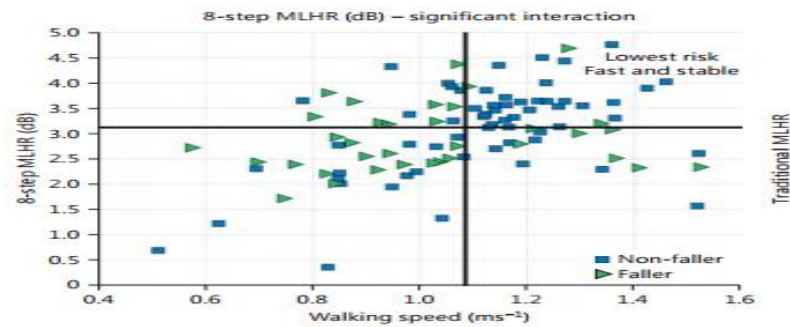


Figura 8: interacción entre la velocidad de marcha y la estabilidad armónica lateral usando el MLHR de 8 etapas, Matthew A.D. Brodie et al.<sup>[29]</sup>

Se observa una interacción significativa entre la velocidad de marcha y la estabilidad armónica lateral usando el MLHR de 8 etapas. Los valores obtenidos por los participantes con el menor número de caídas (cuadrante superior derecho) fueron ambos por encima de la media para la velocidad de la marcha y la estabilidad armónica lateral. Este subgrupo rápido y estable fue 5,3 veces menos propenso a caer que todos los demás participantes (riesgo relativo 0,19, Intervalo de confianza del 95%: 0,06-0,57). Para separar los datos en cuadrantes (líneas de fondo) se utilizó la velocidad media de la caminata (1.09 ms<sup>-1</sup>), la mediana de MLHR de 8 pasos (3.12 dB) y MLHR tradicional (1.78).

Un estudio realizado por Kristin A et al.<sup>[30]</sup> realizado en el año 2013 en adultos mayores de 65 años indican que la velocidad de la marcha por sí sola ofrece una visión limitada de la calidad del movimiento del cuerpo entero, pero la cuantificación de la armonía de los movimientos (HR) y a su vez la medición de la simetría y la variación que puedan generar las aceleraciones del tronco en las direcciones anteroposterior (AP), vertical(VT) y mediolateral (ML) han sido propuestas como un indicador de calidad del control motor durante la marcha.

La edad media de los participantes fue de 77,7 años, obtuvieron una velocidad media de la marcha de 1,00 m/sg (rango: 0,47- 1,53), que es más lenta de lo habitual (1,2 a 1,4 m/sg) [Figura 9].

Figura 9: Características de los participantes, instrumento Late-Life Función y Discapacidad. Kristin A. et al.<sup>[30]</sup>

**Table 1. Participant Characteristics**

Variable	Mean (SD)	Range
Age, y	77.7 (5.1)	68–86
Women, %	77	
Comorbidity index (0–18)	4.2 (2.0)	0–8
LLFDI, function component (0–100)		
Overall function score	60.2 (10.4)	41–82
Basic lower extremity subscale	71.8 (14.7)	48–100
Advanced lower extremity subscale	50.0 (17.0)	11–82
Upper extremity subscale	76.0 (12.0)	43–100
Usual gait speed, m/s	1.00 (0.27)	47–1.53
Harmonic ratio		
Anteroposterior	2.46 (0.81)	1.09–3.93
Vertical	3.83 (1.27)	2.08–7.19
Mediolateral	2.73 (0.98)	1.39–4.98

*Note:* LLFDI = Late-Life Function and Disability Instrument.

Mientras tanto la relación del HR general y la marcha se asoció positivamente con las funciones generales ( $r = 0,78$ ,  $p < 0,001$ ), de las extremidades inferiores básicas ( $r = 0,73$ ,  $p < 0,001$ ) =  $0,81$ ,  $p < 0,001$ ), y de las extremidades superiores ( $r = 0,43$ ,  $p = 0,015$ ). La HR AP se asoció positivamente con la función general de la marcha, obteniendo una correlación de las extremidades inferiores  $p < 0,001$  y de las extremidades superiores  $p = 0,045$ .

El control de la velocidad normal de la marcha atenuó la relación entre el HR y la función del AP; Sin embargo, la suavidad de AP permaneció relacionada con todas las sub-escalas de función independiente de la velocidad de la marcha, excepto la de extremidad superior. La HR VT se asoció positivamente sólo con la función básica de las extremidades inferiores ( $p = 0,034$ ) y la relación persistió independientemente de la velocidad normal de la marcha ( $p = 0,039$ ). La HR ML se asoció negativamente con ( $P = 0,011$ ), la función básica de las extremidades inferiores ( $p = 0,046$ ), la función avanzada de las extremidades inferiores ( $p = 0,002$ ) y la función de las extremidades superiores ( $p = 0,043$ ) [Figura 10].

Figura 10: Asociaciones entre suavidad (HR) y función independiente de la velocidad de la marcha. Kristin A. et al.<sup>[30]</sup>

Table 2. Associations Between Smoothness and Function Independent of Gait Speed

Independent Variables	Late-Life Function and Disability Instrument							
	Overall function		Basic lower extremity function		Advanced lower extremity function		Upper extremity function	
	$\beta$ (SE)	$r, r_p$	$\beta$ (SE)	$r, r_p$	$\beta$ (SE)	$r, r_p$	$\beta$ (SE)	$r, r_p$
Anteroposterior harmonic ratio								
Unadjusted	8.82 (1.96)**	.68	12.48 (2.73)**	.69	14.17 (3.23)**	.68	6.00 (2.84)*	.40
Adjusted for gait speed	4.43 (1.90)*	.45	7.27 (2.89)*	.47	6.44 (2.97)*	.42	3.37 (3.46)	.20
Vertical harmonic ratio								
Unadjusted	2.74 (1.62)	.33	4.93 (2.18)*	.43	3.98 (2.67)	.30	2.25 (1.93)	.24
Adjusted for gait speed	1.56 (1.07)	.30	3.43 (1.57)*	.42	1.96 (1.67)	.24	1.50 (1.83)	.17
Mediolateral harmonic ratio								
Unadjusted	-5.30 (1.93)**	-.50	-6.02 (2.85)*	-.40	-10.32 (2.90)**	-.60	-5.00 (2.34)*	-.41
Adjusted for gait speed	-2.35 (1.46)	-.32	-2.00 (2.35)	-.18	-5.63 (2.06)*	-.50	-3.42 (2.47)	-.28

Notes:  $\beta$  (SE) = regression coefficient (standard error);  $r, r_p$  = unadjusted/partial correlations.  
\* $p < .05$ , \*\* $p < .02$ .

Con los resultados anteriormente expuestos se apoya la premisa de que el HR representa aspectos del control motor de la marcha importantes para la función física no representada sólo por la velocidad de esta. De las tres direcciones de HR, la HR AP tenía las asociaciones más altas con la función; Mayor HR se asoció con una mejor función. La HR AP mide la simetría y la repetibilidad de las aceleraciones del tronco durante la progresión hacia adelante del cuerpo. Las aceleraciones simétricas y repetibles del tronco emergen del momento preciso y la coordinación de fuerzas que ocurren particularmente en la extremidad inferior y la cadera con cada paso. Todas las tareas de coordinación con relación a la marcha requieren generación y control del impulso hacia delante. Estos requerimientos de tareas exigen más tiempo preciso y coordinación de las fuerzas a través de los segmentos corporales para su finalización exitosa, posiblemente explicando su mayor asociación con la HR AP. Aunque la HR ML estuvo también relacionada con la función, las asociaciones fueron negativas, a diferencia de las asociaciones positivas con la HR AP; Mayor HR ML se asoció con peor función. Los adultos mayores frágiles tenían una HR ML más baja, pero una mayor variabilidad de la aceleración del tronco, mientras que los mayores no frágiles exhiben el patrón opuesto. Además, se encontró mayor HR ML, la cual se asoció con velocidades de marcha más lentas y longitudes de paso más cortas, mientras que mayor HR AP se asoció con velocidades más rápidas de la marcha y longitudes de paso más largas. Una interpretación de los datos puede ser

que esta estrategia de caminar "cautelosa" (es decir, velocidad más lenta y pasos más cortos) mejora la HR ML, pero a expensas de la HR AP o hacia delante. Esta estrategia de caminata cautelosa se asoció con Deterioro de la función de la marcha.

En otro estudio del año 2013 realizado por Takehiko Doi & cols<sup>[31]</sup> de tipo prospectivo y de seguimiento de un año, el cual tenía por objetivo determinar que variables de la marcha derivadas de la aceleración del tronco y a través del análisis del radio armónico (HR) están relacionadas con mayor riesgo de caída de los adultos mayores. Noventa y tres adultos mayores pertenecientes a un centro que provee servicios a adultos mayores de la comunidad fueron los elegidos para la realización de la investigación, los cuales se dividieron en 16 caedores y 57 no caedores, según el historial de caídas en el último año. Se excluyeron personas con historial de enfermedades neurológicas que afectan la realización de la marcha (ejemplo: Parkinson).

Se evaluó el desempeño físico de los participantes a través de la prueba "*Timed up and go*" y la prueba de transferencia desde la silla 5 veces (FCS). En la FCS se solicitó a los AM que pasarán de la posición sedente en una silla al bípedo cinco veces a la mayor velocidad posible, el tiempo que demoraron fue utilizado como puntaje para esta prueba.

El estudio de la marcha se realizó sobre una superficie horizontal de 15 metros de distancia, de los cuales se marcaron los primeros 2.5 metros y los 2.5 metros finales, los que corresponden a la aceleración y desaceleración de la marcha, se consideraron los datos de los 10 metros entre las marcas antes nombradas. Se solicitó a los adultos mayores que caminaran de forma habitual por la superficie con acelerómetros triaxiales fijados con un cinturón con velcro y cinta quirúrgica a nivel del proceso espinoso de la vértebra cervical C7 (columna alta) y otro en la vértebra lumbar, a nivel de L3 (columna baja). Las aceleraciones lineales fueron medidas en los tres ejes de movimiento (Anteroposterior (AP), Mediolateral (ML) y Vertical (VT)).



Uno de los resultados de la investigación demostró que los sujetos clasificados como caedores caminaron significativamente más lento en comparación con el grupo control. Las características según HR serán descritas en la siguiente tabla [Figura 11]:

Figura 11: Comparación de las variables de la marcha entre caedores y no caedores, Takehiko Doi & Col.<sup>[31]</sup>

Variables	Fallers <i>n</i> = 16	Non-fallers <i>n</i> = 57	<i>P</i> value
Walking speed, m/s	0.63 ± 0.27	0.98 ± 0.34	< 0.001
Upper trunk			
HR-VT	1.84 ± 0.63	2.71 ± 0.87	< 0.001
HR-ML	2.16 ± 1.02	2.44 ± 0.93	0.308
HR-AP	1.69 ± 0.92	2.56 ± 1.11	0.005
Lower trunk			
HR-VT	2.07 ± 0.64	2.69 ± 0.93	0.013
HR-ML	1.49 ± 0.35	1.89 ± 0.73	0.035
HR-AP	2.00 ± 0.90	2.67 ± 0.99	0.018

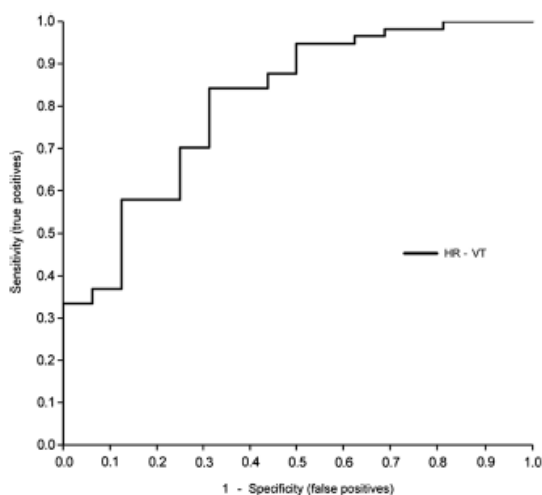
Los datos analizados y comparados demuestran que existen diferencias significativas en los valores de las mediciones en los ejes HR-VT y HR-AP tanto en el tronco superior como inferior, los cuales se encuentran disminuidos en el grupo de caedores. Los resultados obtenidos en las mediciones del desempeño físico fueron menores en el grupo de no caedores, tanto en las pruebas FCS y el TUG [Figura 12].

Figura 12: Recopilación de datos obtenidos con HR en los distintos ejes de movimiento, las pruebas de desempeño físico y la relación con el riesgo de caídas. Takehiko Doi & Col.<sup>[31]</sup>

Variables	Model 1		Model 2	
	OR (95% CI)	<i>P</i> value	OR (95% CI)	<i>P</i> value
Five chair stands	1.12 (1.02–1.22)	0.016		
Timed up and go test	1.08 (1.02–1.15)	0.013	1.11 (0.98–1.25)	0.092
Walking speed	0.02 (0.001–0.23)	0.002		
Upper trunk				
HR-VT	0.16 (0.06–0.49)	0.001	0.24 (0.07–0.84)	0.026
HR-ML	0.69 (0.34–1.40)	0.304		
HR-AP	0.31 (0.13–0.73)	0.007		
Lower trunk				
HR-VT	0.35 (0.15–0.83)	0.017		
HR-ML	0.24 (0.06–0.95)	0.042		
HR-AP	0.43 (0.21–0.90)	0.024		

En el análisis logístico entre el HR y el desempeño físico, estos fueron asociados significativamente con el riesgo de caídas. Se determinó en el estudio que los datos HR-VT obtenidos del tronco superior, fueron los más específicos para determinar las probabilidades de caer. Al graficar los resultados en una curva característica de tipo receptor (ROC) [Figura 13], el área bajo la curva (AUC) para el HR-VT del tronco superior fue de 0.81 (95% CI: 0.69-0.93;  $P < 0.001$ ).

Figura 13: Curva ROC del HR de las medidas de la aceleración del tronco superior en la dirección vertical (VT) para la predicción del riesgo de caídas. Takehiko Doi & Col.<sup>[31]</sup>



El análisis de la curva ROC confirma que el HR-VT del tronco superior muestra alta especificidad para detectar el riesgo de caídas.

En el año 2014 Galán-Mercant y Cuesta-Vargas<sup>[22]</sup> realizaron un estudio comparativo para analizar y medir las variables acelerométricas (velocidad, desplazamiento del tronco y la aceleración) en un grupo de treinta adultos mayores, divididos en catorce frágiles y dieciséis no frágiles. La medición y toma de datos se realizó en una distancia de 10 metros y con la ayuda de la prueba “Extended timed get up and go”.

La obtención de datos fue a través del acelerómetro y giroscopio de un Iphone 4® con la aplicación *xSensor® pro*, *crossbow Technology, Inc.* este fue colocado sobre el esternón y fijado con una correa de neopreno.

Los resultados obtenidos por los investigadores comparando el grupo control y los adultos mayores frágiles fueron valores bajos en los datos acelerométricos en este último grupo. Las diferencias más significativas se detectaron en las fases de comienzo de la marcha (GG) y la vuelta a la fase inicial (GC) en los tres ejes de movimiento. La siguiente tabla [Figura 14] resume los valores en las etapas GG y GC de la prueba “*extended timed get up and go*”.

Figura 14: Valores basados en la aceleración de las fases GG y GC (N = 30), Alejandro Galán Mercant & Antonio Cuesta Vargas.<sup>[22]</sup>

	Frail (n = 14) Median (IQR)	Non-frail (n = 16) Median (IQR)	U	d	p-Value
<b>GG</b>					
t.stopwatch (s)	10.23 (7.82 / 15.04)	3.71 (2.45 / 3.98)	0.000	2.119	<0.001
x.acc.max (m/s <sup>2</sup> )	2.06 (1.64 / 2.45)	5.84 (3.55 / 8.78)	14.00	-1.479	<0.001
x.acc.min (m/s <sup>2</sup> )	-2.45 (-2.77 / -1.89)	-5.93 (-6.87 / -4.51)	9.00	1.910	<0.001
y.acc.max (m/s <sup>2</sup> )	2.50 (2.25 / 3.04)	9.59 (7.81 / 10.89)	0.000	-5.212	<0.001
y.acc.min (m/s <sup>2</sup> )	-2.50 (-3.35 / -2.04)	-9.07 (-12.71 / -5.63)	13.00	1.578	<0.001
y.acc.mean (m/s <sup>2</sup> )	0.15 ( 0.09 / 0.22)	0.46 (0.29 / 1.13)	29.00	-1.234	0.002
z.acc.min (m/s <sup>2</sup> )	-1.96 (-3.95 / -1.08)	-7.64 (-0.48 / -6.52)	0.000	3.303	<0.001
z.acc.mean (m/s <sup>2</sup> )	-0.57 (-1.62 / 0.58)	-2.72 (-9.99 / -2.39)	18.00	1.936	<0.001
rv.acc.max ( m/s <sup>2</sup> )	4.03 (3.22 / 4.99)	11.71 (10.33 / 13.87)	0.000	-1.957	<0.001
rv.acc.min ( m/s <sup>2</sup> )	0.42 (0.14 / 0.85)	1.54 (0.97 / 2.47)	29.00	-1.258	0.002
rv.acc.mean ( m/s <sup>2</sup> )	1.91 (1.51 / 2.33)	6.03 (5.27 / 6.75)	0.000	-4.776	<0.001
<b>GC</b>					
t.stopwatch (s)	5.91 (4.54 / 10.45)	1.85 (1.55 / 2.21)	8.00	1.923	<0.001
x.acc.max (m/s <sup>2</sup> )	2.35 (1.83 / 2.62)	5.03 (3.54 / 7.35)	19.00	-1.587	<0.001
x.acc.min (m/s <sup>2</sup> )	-2.40 (-3.26 / -1.81)	-5.56 (-7.95 / -3.95)	13.00	1.859	<0.001
y.acc.max (m/s <sup>2</sup> )	2.35 (1.94 / 2.97)	9.26 (8.50 / 11.07)	0.000	-5.436	<0.001
y.acc.min (m/s <sup>2</sup> )	-2.59 (-3.38 / -2.06)	-8.25 (-15.62 / -5.43)	13.00	1.389	<0.001
y.acc.mean (m/s <sup>2</sup> )	0.18 (0.11 / 0.26)	0.38 (0.31 / 1.12)	24.00	-1.199	<0.001
z.acc.mean (m/s <sup>2</sup> )	-0.45 (-1.81 / 0.61)	-2.98 (-4.62 / -2.35)	17.00	2.024	<0.001
rv.acc.max ( m/s <sup>2</sup> )	4.31 (3.39 / 5.03)	11.85 (9.18 / 16.26)	0.000	-1.802	<0.001
rv.acc.min ( m/s <sup>2</sup> )	0.33 (0.21 / 0.65)	1.53 (0.64 / 3.13)	30.00	-1.292	0.002
rv.acc.mean ( m/s <sup>2</sup> )	1.96 (1.49 / 2.64)	5.79 ( 5.31 / 6.97)	0.000	-4.859	<0.001

x, x axis; y, y axis; z, z axis; acc, acceleration; t, time; max, maximum; min, minimum; rv, resultant vector; U, U-Mann-Whitney; GG, Gait Go; GC, Gait Come; d, Cohen's d; IQR, interquartil range (percentil 25% / percentil 75%).

Jorunn L. Helbostad & cols<sup>[32]</sup> realizaron un estudio en 2007 en que comparan los parámetros acelerométricos entre un grupo de adultos mayores fatigados ( $n= 22$ ) y un grupo control. El protocolo de fatiga para el primer grupo fue mediante repeticiones de transiciones sedente-bípedo desde una silla sin apoyo de brazos. La obtención de datos se realizó mediante un acelerómetro triaxial durante una prueba de marcha de 7 metros y se consideraron las aceleraciones de los 4.5 metros centrales para evitar errores por los períodos de aceleración inicial y desaceleración final. Los resultados obtenidos fueron comparados en los valores de aceleraciones RMS [Figura 15] longitud de paso y ancho de paso [Figura 16] obteniendo considerables diferencias entre ambos grupos.

Figura 15: Variación de la RMS versus el grupo de control y el grupo de fatiga, Jorunn L. Helbostad & cols.<sup>[32]</sup>

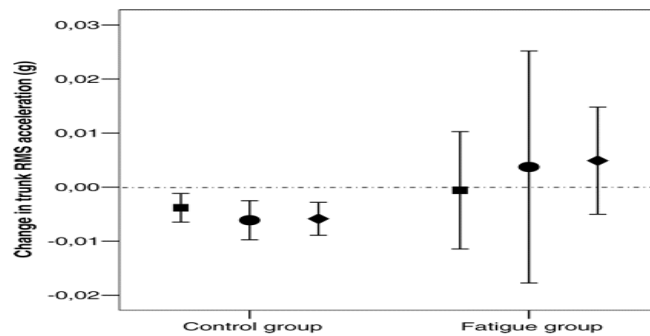
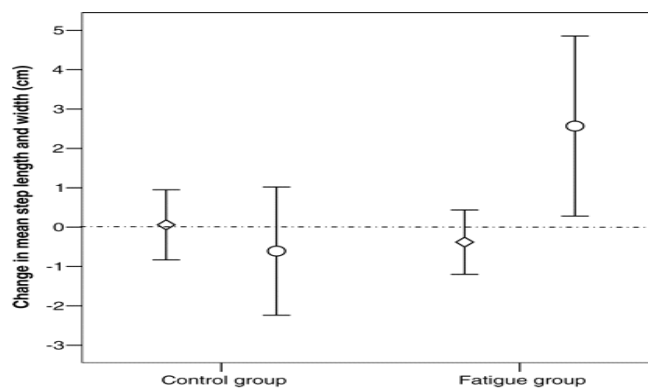


Figura 16: Variación de la Longitud y ancho de paso versus el grupo de control y el grupo de fatiga, Jorunn L. Helbostad & cols.<sup>[32]</sup>



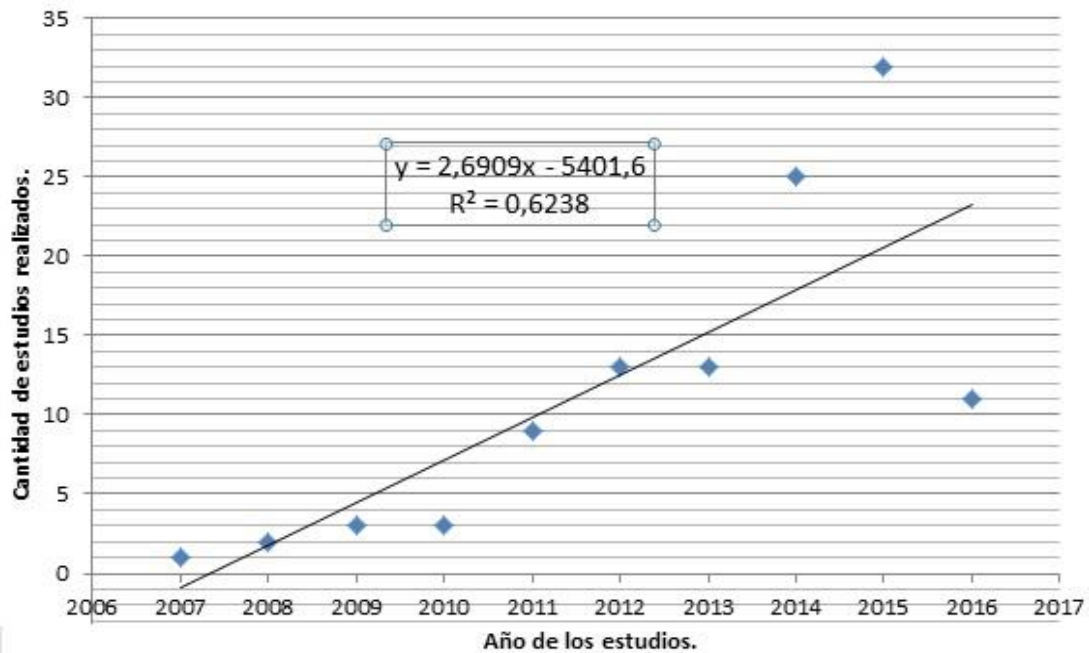
## DISCUSIÓN.

Existen diversos métodos que determinan la probabilidad de caídas en los adultos mayores propuestos por el MINSAL a través del EMPAM, el cual contempla en uno de sus puntos la valoración del estado funcional del adulto mayor, y para poder lograrlo se utilizan las siguientes herramientas: prueba de estación unipodal que posee una sensibilidad del 91% y una especificidad del 75%, cuando la edad no es considerada como un predictor de riesgo de caídas y la aplicación de la prueba “*Timed up and go*”, el cual tiene una precisión y especificidad del 57%, siendo considerada poco confiable al momento de valorar el real riesgo de caída para un adulto mayor. [12, 13, 14, 15, 16, 17]

Debido a la baja confiabilidad del TUG para poder identificar a un AM caedor de uno no caedor, es necesario complementar esta prueba con instrumentos capaces de evaluar el comportamiento del centro de masa del AM durante la realización de la marcha, los cuales entregan información más específica para poder determinar tales riesgos de caídas.

Durante el desarrollo de la investigación nace la necesidad de saber cuántos estudios por año se han estado publicando bajo los criterios de búsqueda propuestos por los autores de esta investigación donde se puede destacar que es desde el año 2007 se comienzan a registrar en las bases de datos que coincidan con el criterio de búsqueda “*elderly and fall and accelerometry*” tomando como ejemplo a Pubmed que con un 62,3% de precisión y proyecta que por lo menos 2,69 estudios nuevos por año que cumplan con ese criterio de búsqueda, así como se puede reflejar en el gráfico 2 (de autoría propia de los investigadores) en el número de publicaciones científicas que han usado la acelerometría en humanos como método de estudio en los últimos años.

Gráfico 2: Evolución de las publicaciones a lo largo del tiempo sobre el Acelerómetro en estudios sobre el envejecimiento humano y caídas.



Las investigaciones de los últimos años han demostrado que el uso de acelerómetros posicionados en diferentes segmentos corporales, nos entregan detallada información sobre las características de la marcha <sup>[24]</sup>.

Se ha encontrado que el centro de gravedad entrega información sumamente importante a la hora de analizar el funcionamiento del sistema de control postural y sus estrategias de estabilización. Es por ello, que conocer las aceleraciones de las extremidades inferiores, tronco y cabeza permitirán describir la forma en que el usuario dispone sus segmentos para mantener la estabilidad. <sup>[19, 20]</sup>

La descripción en términos témporo-espaciales de la marcha ha mostrado que existen diferencias en los resultados obtenidos entre grupos de adultos mayores caedores respecto de adultos mayores no caedores. <sup>[28]</sup>

En cuanto al análisis del RMS y HR, Senden et al. demostraron que los valores de éstos parámetros en un grupo de adultos mayores clasificados como

caedores eran menores, respecto al grupo de adultos mayores clasificados como no caedores.<sup>[28]</sup> Lo que es respaldado por Matthew A.D. Brodie et al., quienes en su estudio realizaron la comparación de los valores del HR en el plano mediolateral (MLHR), obteniendo diferencias destacables entre los grupos de participantes, en relación con la velocidad de la marcha y la estabilidad armónica lateral siendo uno de los estudios que muestran un intervalo de confianza del 95% en la interpretación de sus resultados e identificación del riesgo de un adulto mayor caedor de uno no caedor.<sup>[29]</sup>

Por otro lado Kristin A. et al.<sup>[30]</sup> indica que la velocidad de la marcha por sí sola ofrece una visión limitada de la calidad del movimiento del cuerpo entero, por lo que centró su estudio en la armonía de los movimientos en sus tres direcciones (AP,VT y ML) y proponiéndose como un indicador de la calidad del control motor durante la marcha estableciendo que existen diferencias significativas de los datos que pueden sugerir que esta estrategia de caminar "cautelosa" (es decir, velocidad más lenta y pasos más cortos) mejora la HR ML, pero a expensas de la HR AP o hacia delante. Esta estrategia de caminata cautelosa se asoció con deterioro de la función de la marcha.<sup>[30]</sup>

Takehiko Doi & col.<sup>[31]</sup> fué más allá y expone que las variables de la marcha derivadas de la aceleración del tronco junto con el análisis del HR están directamente relacionadas con la predicción del riesgo de caída en los adultos mayores usando como herramienta complementaria la prueba Timed Up and Go, la prueba de transferencia desde la silla (FCS) y un test de marcha de 10 mts, todas estas pruebas debían ser realizadas con el uso de acelerómetros triaxiales fijados a nivel de C7 (columna cervical) y otro en L3 (columna lumbar) para evaluar los ejes AP, ML y VT, de los cuales los valores de los ejes VT y AP (tanto para tronco superior como inferior) se encontraron disminuidos en el grupo de adultos mayores caedores. Galán-Mercant y Cuesta-Vargas.<sup>[32]</sup> realizaron un análisis similar al planteado por Takehiko Doi & col.<sup>[31]</sup> pero en vez de usar un dispositivo acelerométrico conectado a una computadora mediante cables usaron el acelerómetro y giroscopio que vienen incluidos en los Iphone® (reproducibles también en otros *smartphones*), en vez de

usar la prueba Timed Up and Go como tal usaron una variación de ella llamada “*Extended Timed Up and Go*” y la prueba de marcha de 10 mts, obteniendo diferencias significativas en donde los adultos mayores frágiles fueron los valores más bajos en la fase de comienzo de la marcha y la vuelta a la fase inicial en los tres ejes del movimiento (AP, ML, VT).<sup>[31-32]</sup>



## **CONCLUSIÓN.**

Según la bibliografía encontrada y relacionada con el tema de interés, 23 artículos señalan a la acelerometría como un factor relevante dentro del estudio de la marcha y detección del riesgo de caídas en adultos mayores (AM). Si bien existe evidencia respecto a las diferencias que se pueden establecer entre los valores acelerométricos obtenidos por los distintos grupos de AM (caedores y no caedores), esto continúa siendo un asunto que requiere mayor profundización y estudio estadístico en cuanto a la capacidad de discriminación que posee la acelerometría por sí sola como método predictivo del riesgo de caídas. Por otra parte, se ha demostrado que los métodos actualmente utilizados para la valoración del riesgo de caídas dentro del Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor (EMPAM): Timed Up and Go(TUG) y Estación Unipodal (EU) presentan deficiencias considerables. Es por ello que, si sumamos el análisis acelerométrico del centro de masa del usuario como un nuevo elemento complementario a los actualmente utilizados, podría ser posible clasificar de manera más precisa a usuarios que realmente tengan riesgo de presentar alguna caída durante sus actividades de la vida diaria.

## Referencias.

- [1]. Organización Mundial de la Salud (OMS). (2015). Envejecimiento y ciclo de vida. “Datos interesantes acerca del envejecimiento”, Programas y proyectos OMS. Disponible en: <http://www.who.int/ageing/about/facts/es/>
- [2]. Programa de Salud del Adulto Mayor. Manual de Aplicación del Examen de Medicina Preventiva del adulto mayor. 2010;1–16. Disponible en: <http://web.minsal.cl/portal/url/item/ab1f81f43ef0c2a6e04001011e011907.pdf>.
- [3]. Organización Mundial de la Salud (OMS). Informe mundial sobre el envejecimiento y la salud. J Chem Inf Model. 2015;53(9):1689–99.
- [4]. Instituto Nacional de Estadísticas. (2007). Adulto Mayor en Chile, pág 1. Disponible en: <http://www.ine.cl/docs/default-source/FAQ/enfoque-estadístico-adulto-mayor-en-chile.pdf?sfvrsn=2>
- [5]. World Health Organization. WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. Community Health (Bristol) [Internet]. 2007;53. Disponible en: [http://www.who.int/ageing/publications/Falls\\_prevention7March.pdf](http://www.who.int/ageing/publications/Falls_prevention7March.pdf)
- [6]. INE. Anuario de Estadísticas Vitales 2012. 2012. 01-817 p.
- [7]. Rubén López L, Eladio Mancilla S, Alicia Villalobos C, Patricio Herrera V. Manual de prevención de caídas en el adulto mayor. [Internet]. Gobierno de Chile. Ministerio de salud. 2015. p. 1–66. Disponible en: <http://web.minsal.cl/portal/url/item/ab1f8c5957eb9d59e04001011e016ad7.pdf>
- [8]. Eladio Mancilla S, José Valenzuela H, Máximo Escobar C. Rendimiento en las pruebas Timed Up and Go y Estación Unipodal en adultos mayores chilenos entre 60 y 89 años. Rev Med Chil. 2015;143(1):39–46.
- [9]. Hurvitz EA, Richardson JK, Werner RA, Ruhl AM, Dixon MR. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. Arch Phys Med Rehabil. 2000;81(5):587–91.

- [10]. Barry E, Galvin R, Keogh C, Horgan F, Fahey T. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta- analysis. *BMC Geriatr* [Internet]. 2014;14(1):14. Disponible en: <http://bmcgeriatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2318-14-14>
- [11]. Rogério dos Santos Alves; Alex Soares de Souza et all. *Glosario. Igarss* 2014. 2014;(1):1–5.
- [12]. Kisner, Colbi. *Ejercicio Terapéutico Fundamentos y Técnicas* (5ta edición). Editorial Médica Panamericana. Capítulo 1 - Pág 8.
- [13]. Nordin y Frankel, *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*, 3° edición, 2004, pp 232-234
- [14]. Rodrigo Miralles, *Biomecánica Clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor*, pág 6-8. Capítulo; *Introducción a la biomecánica clínica del aparato locomotor*. Editorial Elsevier Masson, 2° edición 2005.
- [15]. Riemann, B. L., Caggiano, N. A., & Lephart, S. M. (1999). Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. *Journal of Sport Rehabilitation*, 8, 171e183.
- [16]. Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2001a). *Motor control: Theory and practical applications* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- [17]. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *J Sci Med Sport*. 2006;9(4):288–91.
- [18]. Jørgensen MG. Assessment of postural balance in community-dwelling older adults - Methodological aspects and effects of biofeedback-based Nintendo Wii training. *Dan Med J*. 2014;61(1):1–20.
- [19]. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006;35(SUPPL.2):7–11.

- [20]. King LA, Horak FB. Delaying Mobility Disability in People With Parkinson Disease Using a Sensorimotor Agility Exercise Program. *Phys Ther* [Internet]. 2009;89(4):384–93. Disponible en: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20080214>
- [21]. García G., Méndez S.(2009). Estudio de un caso en centro de día avance: orChecha, Revista digital - Buenos Aires, n°136. Disponible en: <http://www.efdeportes.com/efd136/caso-en-centro-de-dia-avance-checha.htm>
- [22]. Galán-mercant A, Cuesta-vargas AI. Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks. *BMC Res Notes* [Internet]. 2014;7:100. Disponible en: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&CSC=Y&NEWS=N&PAGE=fulltext&D=emed12&AN=24559490%5Cnhttp://nhs5195540.resolver.library.nhs.uk/?sid=OVID:embase&id=pmid:24559490&id=doi:10.1186/1756-0500-7-100&issn=1756-0500&isbn=&volume=7&issue=&spage=100&pages=100&>
- [23]. Rodríguez Guevara C, Helena Lugo L. Validez y confiabilidad de la Escala de Tinetti para población colombiana. *Rev Colomb Reumatol* [Internet]. 2012;19(4):218–33. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0121812312700178>
- [24]. A. Santos-Lozano et al. (2012). Cuantificación De La Actividad Física. *Current Trends of Accelerometry To Assess*, 1(1), 24–32.
- [25]. Sekine M, Tamura T, Yoshida M, Suda Y, Kimura Y, Miyoshi H, et al. A gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2013;10(1):118. Disponible en: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-118>
- [26]. Shumway-Cook, Anne Woollacott M. Teorías sobre el Control Motor. *Control Motor*. 1995;Capítulo 6: Control de la Postura y Control del Equilibrio.
- [27]. Doi T, Hirata S, Ono R, Tsutsumimoto K, Misu S, Ando H. The harmonic ratio of trunk acceleration predicts falling among older people: results of a 1-year

prospective study. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2013;10(1):7. Disponible en: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-7>

[28]. Senden R, Savelberg HHCM, Grimm B, Heyligers IC, Meijer K. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. *Gait Posture* [Internet]. 2012;36(2):296–300. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.015>

[29]. Brodie MAD, Menz HB, Smith ST, Delbaere K, Lord SR. Good lateral harmonic stability combined with adequate gait speed is required for low fall risk in older people. *Gerontology*. 2014;61(1):69–78.

[30]. Lowry KA, Lokenvitz N, Smiley-Oyen AL. Age- and speed-related differences in harmonic ratios during walking. *Gait Posture* [Internet]. 2012;35(2):272–6. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.019>

[31]. Doi T, Hirata S, Ono R, Tsutsumimoto K, Misu S, Ando H. The harmonic ratio of trunk acceleration predicts falling among older people: results of a 1-year prospective study. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2013;10(1):7. Disponible en: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-7>

[32]. Helbostad, J. L., Leirfall, S., Moe-nilssen, R., & Sletvold, O. (2007). Physical Fatigue Affects Gait Characteristics in Older Persons, *62*(9), 1010–1015. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2007.01099.x>