

Contribuciones de las Ciencias Electrónicas al Problema de las Caídas en Población Adulta Mayor

P.E. Caicedo¹, C.F. Rengifo², L.E. Rodríguez³.

¹Corporación Universitaria Autónoma del Cauca

²Departamento de Electrónica, Universidad del Cauca

³Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito

RESUMEN

En este escrito se presenta un estado del arte sobre las contribuciones de las ciencias de la electrónica al problema de las caídas en población adulta mayor. La bibliografía estudiada se clasificó con base en una taxonomía propuesta por los autores consistente de 8 ejes temáticos que son: etiología, epidemiología, predicción, consecuencias, prevención, medición, detección de caídas y detección de actividades diarias. De la revisión bibliográfica realizada se concluyó que las contribuciones más importantes de las ciencias de la electrónica surgen tanto del desarrollo de dispositivos de captura de movimiento como de los diferentes algoritmos propuestos para procesar la información proveniente de estos dispositivos. Gracias a la combinación de estos dos aspectos (dispositivos y algoritmos) se han podido medir de manera precisa variables como velocidad de marcha, longitud y duración del paso, posición del centro de gravedad y balanceo postural. La medición de estas variables, a su vez, ha introducido avances significativos en la forma en que se realiza la valoración del riesgo de caída. Pese a lo anterior, existen numerosos interrogantes que aun deben ser resueltos, uno de ellos es: ¿cómo convertir la información cuantitativa asociada a la medición de variables biomecánicas en valoraciones cualitativas?. De lo anterior se derivan interrogantes más puntuales como: ¿cuáles son los límites aceptables para la asimetría de marcha? ¿Cómo determinar si un nivel de balanceo postural puede considerarse inseguro?

Palabras clave: Taxonomía Caídas, Riesgo de caída, Ciencias de la electrónica, Evaluación cuantitativa

Correspondencia:

Pablo Eduardo Caicedo R.

Dirección: Calle 5 # 3 85

Correo electrónico: pablo.caicedo.r@uniautonoma.edu.co

Fecha de recepción:

14 de enero de 2016

Fecha de aceptación:

11 de julio de 2016

ABSTRACT

This paper aims to present a state of the art concerning the contributions of electronic sciences to the problem of falls in elder population. The studied literature was classified based on a taxonomy proposed by the authors, consisting of 8 thematic areas which are: etiology, epidemiology, prediction, consequences, prevention, measurement, detection of falls and detection of daily activities. From the literature review it was concluded that the most important contributions of the electronic sciences emerge from the development of motion capture devices as well as from the different algorithms proposed to process the resulting information generated by these devices. Thanks to the combination of these two aspects (algorithms and devices) it was possible to measure accurately variables as walking speed, length and duration of the step, position of the center of gravity and postural balance. The measurement of these variables, in turn, has introduced significant advances in the form in which the risk of falling is assessed. Despite the above, there are many questions that must still be resolved, one of them is: How to convert the quantitative information associated with measurement of biomechanical variables in to qualitative valuations? From the above, more specific questions arise as: what are the acceptable limits for the asymmetry of the step? How to determine when a level of postural balance can be considered unsafe?

Keywords: Fall taxonomy, falling risk, electronic science, Quantitative assessment

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 [1]. Esta puede ser deteriorada por diferentes factores, entre ellos la pérdida de independencia producida por las lesiones ocasionadas por caídas. Es así que la Organización Mundial de la Salud ha mostrado que las caídas constituyen la segunda causa de muerte en el mundo¹; estas ocasionan alrededor de 424000 muertes anuales, con una mayor morbilidad en adultos mayores de 65 años². En el mundo, entre el 28% y el 35% de los adultos mayores tienen un historial de caídas [2], aunque estos porcentajes son muy dependientes de condiciones externas como la región geográfica [3, 4, 5] y la edad de las personas [2].

Al definir caída se tienen dos posibles

aproximaciones: la primera es dada por el proyecto de la red para las evidencias en salud, donde se expresa que una caída 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*” [6, 7]; la segunda tiene como fuente la Red Europea de Prevención de Caídas (ProFaNe), en la cual se define caída como un “*evento inesperado en el cual el participante yace en el piso o a un nivel de altura menor*” [7, 8].

Sin importar la definición, las caídas son un problema de amplia magnitud por lo cual la literatura, acerca de éstas, es vasta, generando múltiples revisiones sistemáticas tales como los trabajos de Delbaere y colaboradores [9], Hamacher y colaboradores [10] y Howcroft y colaboradores [11]. El trabajo de Delbaere y

¹Debido a lesiones accidentales no intencionadas

²Nota descriptiva 344 disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/es/>

colaboradores [9], es una revisión enfocada a las intervenciones para disminución de riesgo que se pueden realizar sobre adultos mayores, mientras el trabajo de Hamacher y colaboradores [10], es una revisión acerca de las posibles medidas cinemáticas que se pueden realizar para evaluar la estabilidad de marcha en adultos mayores; otra revisión destacable es la realizada por Howcroft y colaboradores [11], donde se hace la evaluación del riesgo de caída utilizando sensores inerciales. Además de literatura en artículos de revisión también existen libros dedicados enteramente al problema de caída tal como *Falls in older people* [7], donde se consideran los aportes que se han hecho al campo de caída en adulto mayor desde el ámbito de factores de riesgo y estrategias para la prevención.

Este artículo presenta una revisión sistemática del problema de caídas, proponiendo una taxonomía que comprende 8 ejes temáticos: (i) *Etiología* donde se articula la literatura que reporta causas de la caída, (ii) *Epidemiología* donde están los reportes de incidencia y prevalencia del problema de caída en la población de adultos mayores, (iii) *Predicción* en el cual se agrupan los artículos que hablan de la valoración del riesgo de caída, (iv) *Consecuencias* son el grupo de trabajos que tienen como objetivo describir las consecuencias de una caída, (v) *Prevención* que agrupa los reportes de planes de intervención para disminuir el riesgo de una caída, (vi) *Medición* es la unión de los artículos que describen la medición de variables biomecánicas, (vii) *Detección* son los trabajos que reportan sistemas y/o algoritmos que permiten la detección automática de caídas, (viii) *Monitoreo de Actividades Diarias* es el agrupamiento de reportes con el objetivo de hacer un monitoreo de actividades diarias.

METODOLOGÍA

La literatura fue recopilada a través de diferentes bases de conocimiento como

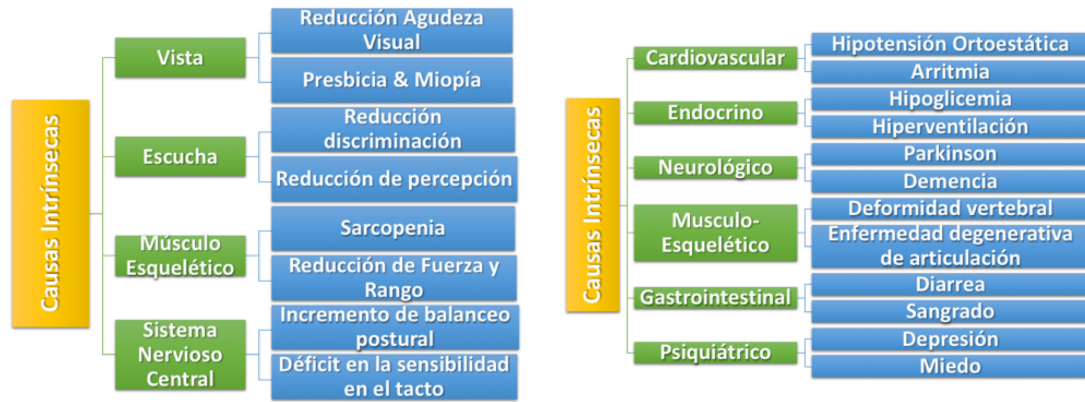
son: *IEEEExplore*, *ScienceDirect*, y *PUBMed*. De estas bases se obtuvieron 568 trabajos relacionados con el problema de caídas, de estos se seleccionaron 371 que son clasificables dentro de la taxonomía propuesta. El resultado de la reclasificación en los 8 ejes temáticos propuestos es: (i) *Etiología*: 72, (ii) *Epidemiología*: 19, (iii) *Predicción*: 85, (iv) *Consecuencias*: 12, (v) *Prevención*: 34, (vi) *Medición*: 120, (vii) *Detección*: 70, (viii) *Monitoreo de Actividades Diarias* 31. Cabe resaltar que un artículo puede ser clasificado en uno o más ejes dependiendo de su temática. El total de artículos de revisión encontrados en las 8 áreas de la taxonomía propuesta fue de 28.

ETIOLOGÍA, EPIDEMIOLOGÍA Y CONSECUENCIAS

Etiología

Las caídas son un problema de origen multifactorial [12], es decir, que sus causas tienen diferentes naturalezas; las cuales, según Almeida y colaboradores [13] 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 [7].

Para Pasquetti y colaboradores [14] 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 subdividen según el órgano, sentido o sistema fisiológico que afecta. Ejemplos de causas intrínsecas asociadas a la edad son: sarcopenia [15], incremento del balanceo postural [16], reducción de la agudeza visual/auditiva [17, 18], entre otras. Si de causas intrínsecas asociadas a la enfermedad se trata, se pueden encontrar: hipotensión ortoestática [19], miedo a la caída [20], parkinson [21], entre muchas otras. En la Figura 1 se pueden encontrar algunas de las causas intrínsecas reportadas.



(a) Causas intrínsecas debidas a la edad.

(b) Causas intrínsecas debidas a enfermedades.

Figura 1: Ejemplos de causas intrínsecas de caídas.

Causas extrínsecas de caídas consideradas dentro de la literatura están: el entorno habitacional del adulto mayor [9] y el uso de medicamentos [22]. Algunos autores como Delbaere [9] catalogan estas causas como propiciadoras de caídas debido a que por si solas no ocasionan una caída. Ejemplos de estas son [22]: medicación sedante, hipnótica y antidepressiva. También se pueden incluir el tipo de habitación [13]³ y la región geográfica en la que vive el paciente.

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

Epidemiología

El primer reporte de prevalencia al que se tuvo acceso fue el trabajo de Bath y Morgan [23]; en él, se reporta que en el periodo comprendido entre 1985 y 1989 en Nottigham (Reino Unido), la incidencia de caídas en adultos mayores fue de 524.8 por cada 1000 personas-año, además reportan que la incidencia de nuevas caídas fue de 496.8 por cada 1000 personas-año. Dentro de estos primeros trabajos, también está Cesari y colaboradores [24], 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, se resalta que la Organización Mundial de la Salud, manifiesta que entre el 28 % y el 35 % de los adultos mayores se caen cada año, y además el porcentaje aumentará a 32 % - 42 % para los adultos mayores de 70 años [2]. Estos valores varían según la región, por ejemplo en Africa, Sebastiana y colaboradores [4] 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 [5], en el reportan que en India, la incidencia de caídas fue del 14 % (Reportandose una caída al menos cada 6 meses) durante 2003. Para el caso de América, Marin [25] 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 [26], en el cual se afirma que, en Estados Unidos, el 40 % de los pacientes mayores a los 65 años, que habitan en una residencia, han sufrido por los menos una caída. En otros reportes, se expresa que en Jamaica el 10.5 % de las admisiones por trauma tienen como

³Casas, Apartamentos entre otras

paciente a un adulto mayor, además existe un 31.5% de probabilidad en lesión no intencionada [27].

Los datos más recientes sobre caídas proceden del trabajo de Gelbard y colaboradores [28], 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 Estados Unidos. Dentro de estos reportes, se puede también incluir el trabajo de Kenny y colaboradores [8], quienes expresan que en el Reino Unido, un adulto mayor de 65 años tiene una probabilidad de caída del 28% al 35%, porcentajes que aumentan según la edad llegando a ser del 32% al 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.

Consecuencias

Las consecuencias que puede acarrear una caída son variadas y tienen diferentes grados de severidad. Como relata Gelbard y colaboradores [28] entre estas secuelas están las fracturas en distintas partes del cuerpo y con diferentes grados de severidad.

Otro de los efectos de una caída es el denominado miedo a la caída. Según Tuunainen y colaboradores [29]; 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 [30].

No solo las fracturas y el miedo a la caída son consecuencias del fenómeno de caídas sino también existe una gran carga económica asociada a la caída. La Organización Mundial de la Salud divide los gastos en dos grandes grupos: (i) directos donde se sitúan los gastos directos derivados de la atención inicial de la caída y (ii) los indirectos

que son aquellos debidos a la pérdida de productividad [2]. Dadas las características de los sistemas de salud, los costos directos en Finlandia, entre 2001 y 2002, estaban alrededor de US\$3611; mientras que en Australia este valor disminuye a US\$1049 [2]. En los costos indirectos, el valor promedio por persona en el Reino Unido fue de US\$40000 por año [2]. Otras fuentes como Lord y colaboradores [7], citan que en el año 1985 existió un gasto de US\$10 billones atribuibles a caídas en adulto mayor en los Estados Unidos. Roos y Dingwell [31] afirman que en Estados Unidos el costo promedio de hospitalización debido a heridas producidas por una caída en el año 2004 fue de US\$17483. Para México, según Quevedo-Tejero y colaboradores [32], en la población de Villahermosa en el estado de Tabasco, en el hospital del Instituto Mexicano del Seguro Social y en el hospital de Petróleos Mexicanos para el año 2009 el costo en atención médica en fracturas de cadera⁴ alcanzó los US\$5803 y US\$11800 respectivamente. La secretaría de salud del Gobierno Mexicano en su reporte de “Prevención de Caídas en el Adulto Mayor en el Primer Nivel de Atención” [33] del año 2008, no hace una cuantificación exacta de las consecuencias de una caída pero si afirma: *“La magnitud en los costos de la dependencia funcional inducida (rehabilitación, cuidadores, residencias) a consecuencia de caída de un adulto mayor es suficiente para avalar la adopción de programas preventivos generalizados que mejoraran la calidad de vida del paciente”*.

Una vez presentadas la etiología, la epidemiología y las consecuencias de las caídas en población mayor, se abordarán la detección, la valoración y la prevención que son los aspectos donde se han realizado contribuciones desde las ciencias de la electrónica.

⁴Según la Secretaría de Salud del Gobierno Federal la cadera tiene una probabilidad de daño después de una caída del 50% [33]

DETECCIÓN, VALORACIÓN Y PREVENCIÓN

Medición

La medición de las variables biomecánicas ha sido un tema recurrente en la literatura concerniente al problema de caídas. Los primeros reportes encontrados datan del año 1985 con el trabajo de Saleh y Murdoch [34]; en él, los autores hacen una comparación del patrón de marcha de pacientes amputados con el patrón de pacientes normales 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 [35], en el que se realiza la medida espacio temporal de la marcha, velocidad promedio, cadencia, longitud de paso y zancada, esta medición se realiza a través de la observación directa en registros de huellas.

En la actualidad, existen varias formas

de lograr la estimación de variables biomecánicas: los sistemas ópticos de captura de movimiento [36], los dispositivos inerciales [11], los sistemas basados en plataformas de fuerza [37] y los sistemas magnéticos [38]. 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 [10, 39], los sistemas ópticos de captura de movimiento se utilizan bien sea como sistema de medida principal dentro de ambientes controlados [40] o como patrón de comparación [41], los sistemas basados en plataforma de fuerza son usados cuando se requiere calcular la proyección sobre el suelo del centro de gravedad [37], estos dos últimos sistemas requieren de mayor preparación y control sobre el ambiente, además involucrando una mayor costo en su operación [10] para finalizar se tienen los sistemas magnéticos de medida, que permiten hacer medición de variables biomecánicas a través de sensores colocados en el cuerpo que detectan el campo electromagnético y a través de éste calculan la inclinación del sensor [42].

Tabla 1: Ventajas y desventajas de los sistemas de captura de movimiento.

| Sistema de Captura de Movimiento | Ventajas | Desventajas |
|--|--|---|
| Sistema óptico de captura de movimiento | Gran precisión en la toma de datos de movimiento | Generalmente requieren de un sitio prueba definido, de un proceso de calibración engorroso |
| Sistema de captura basado en unidades inerciales | Son pequeños y portables. | El proceso de calibración tiene mediana dificultad al igual que los algoritmos de extracción de características. |
| Sistemas de captura electromagnéticos | Son portables | Su medida es muy susceptible a la distancia entre el emisor electromagnético y los sensores, es extremadamente susceptible al ruido electromagnético. |

En la Tabla 1, se presenta una relación de las ventajas y desventajas de los sistemas de captura de movimiento que se utilizan en la medición de variables biomecánicas.

Con estos sistemas las ciencias electrónicas han podido contribuir en la estimación de una gran cantidad de variables. En el trabajo de Hamacher y colaboradores [10] existe un compendio de las diferentes medidas logradas con sistemas inerciales. Otro esfuerzo relevante se encuentra consignado en el reporte de Shull y colaboradores [43], donde además de presentar un consolidado de las variables de marcha reportadas en la literatura, hace un análisis de cual ha sido el impacto de los sensores portables en el análisis clínico de la marcha.

A continuación se presenta un análisis de artículos sobre medición de variables biomecánicas utilizando sistemas de captura de movimiento. Para ello se tomó una muestra de 220 publicaciones a partir de las cuales se obtuvieron clasificaciones de acuerdo al sistema de captura de movimiento utilizado y a la variable biomecánica analizada. Para el caso particular de los artículos en los cuales se utilizaron sensores inerciales se realizó, una clasificación adicional basada en el segmento corporal donde se ubicó el elemento de medida.

De la Figura 2 se puede observar que los sistemas de captura de movimiento han sido utilizados principalmente para determinar: (i) velocidad de marcha, (ii) aceleración de segmentos corporales y (iii) cadencia de paso.

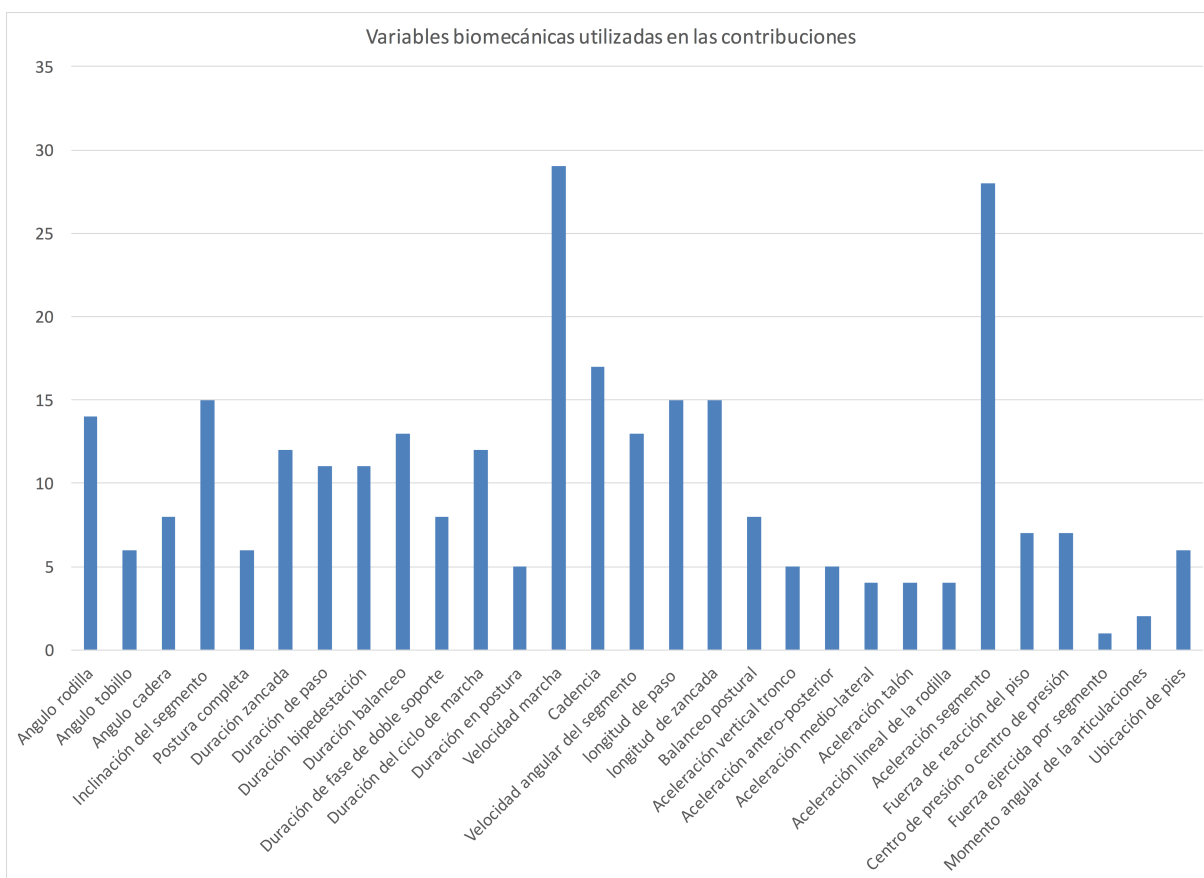


Figura 2: Variables biomecánicas utilizadas en la literatura analizada.

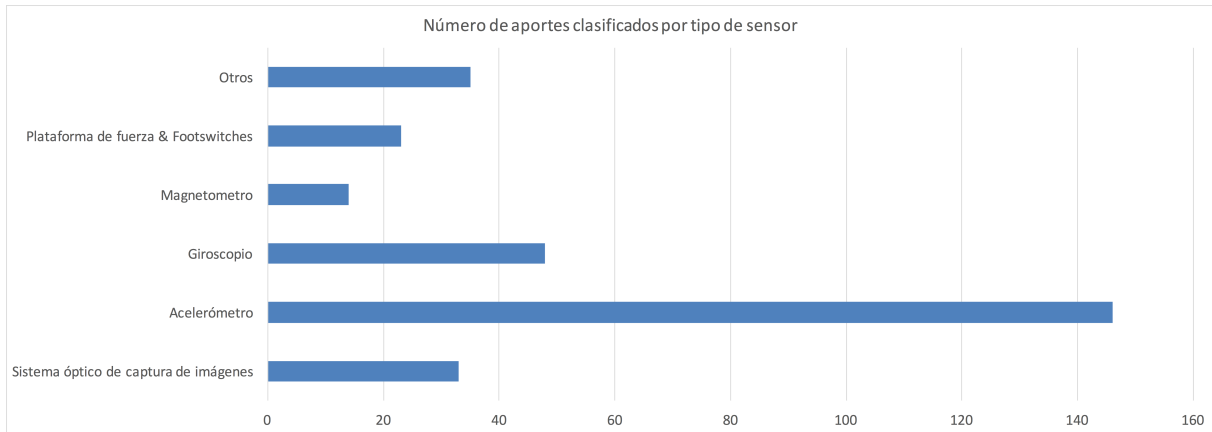


Figura 3: Sensores utilizados en la literatura analizada.

En la Figura 3 se evidencia que los sensores más utilizados son los acelerómetros y los giróscopos. La razón principal es que estos permiten medir un rango más amplio de variables que las otras tecnologías. Así por ejemplo, los sistemas inerciales han sido aplicados en la determinación de los instantes en que el talón hace contacto con el suelo y el de despegue de los dedos [44]. Con estas dos variables es posible determinar la duración de la zancada y la detección de asimetrías de marcha. Ambos insumos fundamentales para la aplicación de técnicas de valoración del riesgo de caída como la propuesta por Greene y colaboradores [45]. De la Figura 4 se puede concluir que las ubicaciones más frecuentes de los sensores inerciales, para el análisis de movimiento humano, son el tronco y la cintura.

Una vez hecho el análisis de la literatura disponible, la medición de variables biomecánicas son 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 y el análisis de marcha.

Detección

Cuando un adulto mayor cae, la minimización del tiempo que dura en el piso es fundamental para reducir las consecuencias de la caída [46]. Los efectos de este fenómeno en general son aislamiento, aumento del miedo a la caída, daño muscular, neumonía, yagas por presión deshidratación e hipotermia [47].

Para combatir esa "larga espera", se han reportado diferentes trabajos como el de Khawandi y colaboradores [48] o el de Zhao y colaboradores [49] donde se hace una detección de caídas a través de mediciones biomecánicas. Pannurat y colaboradores [50], afirman que existen 3 formas con las cuales se puede hacer una detección de caídas: (i) basada en sensores portátiles, (ii) basada en sensores medio ambientales y (iii) basada en combinación de sensores. La detección basada en sensores medio ambientales es la que entrega una mayor información concerniente a caídas pero tiene dificultades como la falta de privacidad y las restricciones de cobertura derivadas de las condiciones de iluminación y el posicionamiento de las cámaras. De igual forma, la detección basada en sensores portátiles tiene facilidad de instalación, cobertura amplia, menor dificultad ante la privacidad.

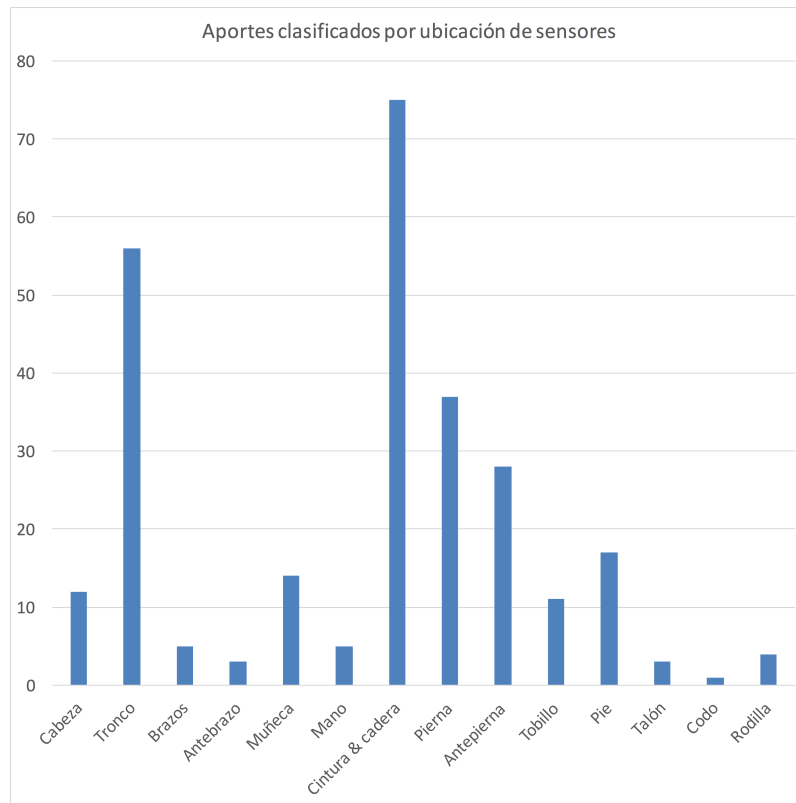


Figura 4: Ubicación de sensores utilizados en la literatura analizada.

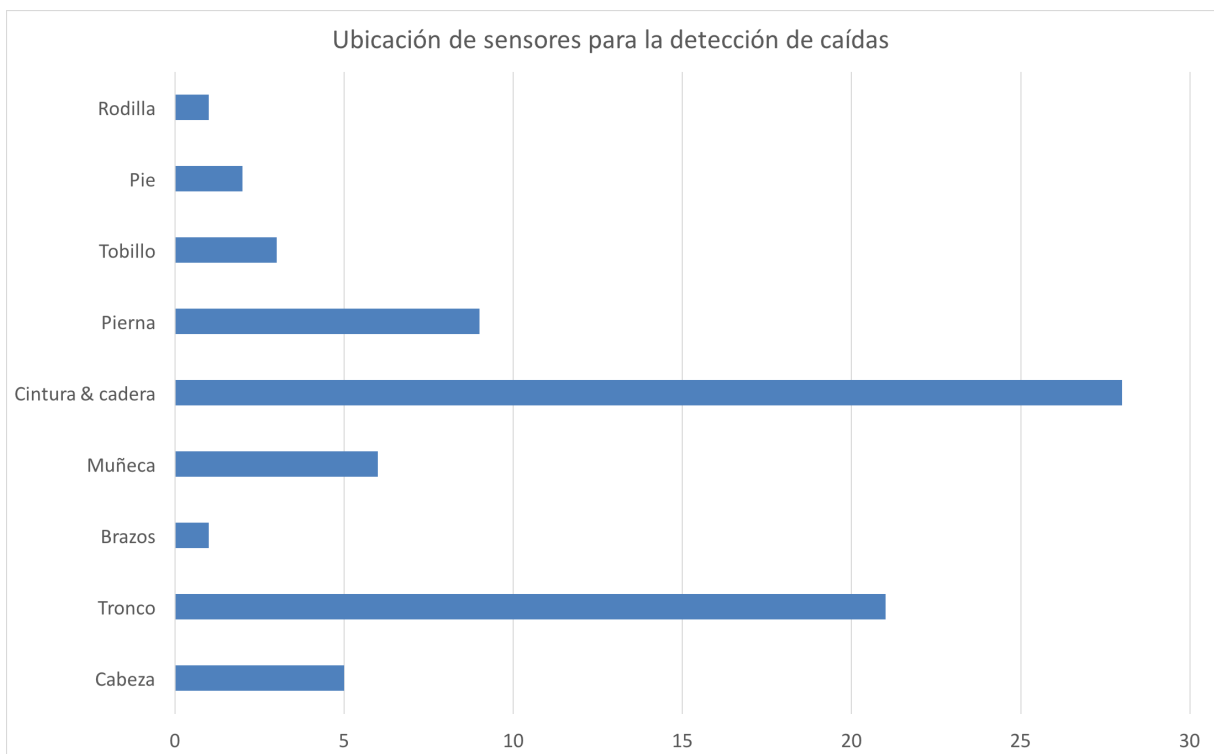


Figura 5: Ubicación de sensores utilizados en la detección de caídas.

La detección basada en combinación de sensores trata de potenciar las ventajas de cada una de las formas de detección de caídas. En la Figura 5 se puede observar un listado de las posibles ubicaciones que pueden tener los sensores que se utilizan en la detección de caídas; la parte baja de la espalda y el tronco son las ubicaciones que más han sido utilizadas dentro de la literatura. Este resultado sigue la tendencia que tiene la ubicación de sensores para análisis de movimiento humano (ver Figura 4).

Estas ubicaciones son de gran importancia, dado que una apropiada selección de esta tendrá gran impacto en la complejidad del algoritmo [51]. Es así que, si se consideran dos posiciones de sensores: una en la muñeca y otro en el tronco, los algoritmos de detección para la primera son más complejos que para la segunda [51]. Otro parámetro para tener en cuenta dentro de un sistema de detección de caídas es el número de sensores de medida [52]. Al aumentar el número de sensores también aumentan las características estadísticas del sistema [52]. Sin embargo y teniendo en cuenta lo anterior, para sistemas con un solo sensor, existen diferentes reportes acerca del lugar óptimo para la detección de las caídas, es así como Bourke y colaboradores [53], definen el tronco como el mejor lugar para colocar el sensor mientras que Gjoreski y colaboradores [52] afirman que la cintura tiene la misma efectividad pero es mucho más cómoda.

Con respecto a los algoritmos para detección de caídas, Bagalà y colaboradores [47] realizan un estudio comparativo de 13 formas diferentes de realizar la detección, encontrando que los algoritmos que utilizan caídas simuladas para el entrenamiento del sistema no son efectivos al reconocer caídas reales, es por ello que aconsejan firmemente que solo se

utilicen este último tipo de caídas para hacer el entrenamiento de los detectores de caídas. Para Pannurat y colaboradores [50] los algoritmos utilizados en la detección de caídas se basan en: máquinas de soporte vectorial, umbrales, en reglas, regresiones, redes neuronales, modelos ocultos de markov, análisis lineal discriminante entre otros. Estos algoritmos son aplicados sobre diferentes medidas tales como promedio, desviación estándar, varianza, etc, de señales acelerométricas, de velocidad angular y/o de imágenes; sin embargo es destacable que con estas señales se pueden obtener otras señales como orientaciones y ángulos, etc. Cada uno de estos algoritmos tiene una especificidad y una sensibilidad que puede variar desde el 65 % hasta el 100 % [50]. En la Tabla 2 se muestra la sensibilidad y la especificidad de algunos algoritmos, así como también la fuente bibliográfica donde fueron reportados. Los algoritmos 1 a 4 están basados en una detección de impacto para posteriormente hacer un monitoreo de postura, los algoritmos 5 y 6 además detectan el comienzo de la caída, en los algoritmos 7 y 8 se agrega la medida de la velocidad; si se observa con detenimiento, la sensibilidad decrece aumentando la especificidad; el algoritmo 12, realiza una medida de velocidad, una detección de impacto y un monitoreo de postura; en el resto de algoritmos se entrega la información de sensibilidad y especificidad pero no se reporta su procedimiento base.

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 [57]. Es por lo anterior y para reforzar las tareas de detección de caídas que se han propuesto trabajos en el monitoreo de actividades diarias a partir de medidas inerciales.

Tabla 2: Relación de sensibilidad y especificidad en algoritmos de detección de caída. Fuente: Bagalà y colaboradores [47].

| Algoritmo | Sensibilidad | Especificidad |
|--|--------------|---------------|
| Algoritmo 1 [51]. Impacto y detección de postura | 48 % | 94 % |
| Algoritmo 2 [51]. Impacto y detección de postura | 48 % | 95 % |
| Algoritmo 3 [51]. Impacto y detección de postura | 55 % | 95 % |
| Algoritmo 4 [51]. Impacto y detección de postura | 14 % | 98 % |
| Algoritmo 5 [51]. Comienzo de caída, impacto y detección de postura | 48 % | 94 % |
| Algoritmo 6 [51]. Comienzo de caída, impacto y detección de postura | 38 % | 97 % |
| Algoritmo 7 [51]. Comienzo de caída, velocidad, impacto y detección de postura | 31 % | 97 % |
| Algoritmo 8 [51]. Comienzo de caída, velocidad, impacto y detección de postura | 28 % | 98 % |
| Algoritmo 9 [53]. | 100 % | 19 % |
| Algoritmo 10 [53]. | 100 % | 11 % |
| Algoritmo 11 [54]. | 72 % | 87 % |
| Algoritmo 12 [55]. Velocidad , detección de impacto, y detección de postura | 83 % | 97 % |
| Algoritmo 13 [56]. | 76 % | 94 % |

Rashidi y Mihailidis [1] dan el nombre de Human Activity Recognition a la detección de actividades diarias, además las clasifican en 3 grandes ejes: (i) reconocimiento móvil de actividades, donde la información es extraída por sensores portátiles basados principalmente en acelerómetros; (ii) reconocimiento de actividades ambientales, donde la información proviene de una gran red de sensores ubicados en todo el ambiente de habitación del paciente permitiendo una mayor cantidad de información y (iii) por último está el reconocimiento de actividades basado en visión, donde todo el detalle de la información extraída es máximo pero la complejidad algorítmica es alta además de problemas en el momento de un cambio ambiental y algunos aspectos negativos en la percepción de la privacidad.

Según Chernbumroong y colaboradores [58], el procedimiento a seguir para la detección automatizada de actividades diarias es: (i) seleccionar las actividades a monitorear, (ii) escoger el tipo de instrumentación a

utilizar y (iii) evaluar los cambios en las variables biomecánicas generados por esas actividades para finalmente (iv) implementar los clasificadores que, una vez entrenados, permitan detectar la actividad realizada por los pacientes.

Valoración

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 [10].

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 y a la experiencia del entrevistador que puede crear tendencias en la información extraída al paciente [59].

Los exámenes de función motora son

pruebas clínicas de corta duración que tratan de determinar el nivel de movilidad en el paciente [60]. Existen en la literatura múltiples pruebas de esta naturaleza; de acuerdo con Perell y colaboradores [61] existen más de 20 exámenes de este tipo y se crean más con el transcurso del tiempo [62]. Son ejemplos de estos exámenes: Berg Balance Scale (BBS), Timed Up & Go (TUG), Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA), índice de marcha dinámica, entre otros [61, 63]. El POMA, fue propuesto por Tinetti en 1986 [64], es un examen que consta de 16 pasos divididos en 2 fases denominadas POMA-B (Balance) y POMA-G (Gait), en la primera se evalúa el equilibrio postural a través de diferentes ejercicios, en la segunda se miden 8 parámetros de marcha a través de un recorrido que el paciente debe realizar por una pista de al menos 3 metros de longitud. El test BBS, fue definido por Berg en 1992 [65] utiliza 14 parámetros para examinar la habilidad del paciente al levantarse y mantenerse de pie [66]. El examen TUG, propuesto por Mathias y colaboradores [67] y adaptado por Podsiadlo y Richardson [68], permite valorar el riesgo de caída por medio de un sencillo procedimiento en el cual se pone al paciente a hacer un recorrido de 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 [69]

Dada la simplicidad de los exámenes anteriormente descritos, estos son ampliamente utilizados en el ambiente clínico a pesar de ser poco predictivos para determinar quien va caer [16, 60]. Esta deficiencia se debe a que estas pruebas, al igual que los cuestionarios, son altamente subjetivas. Por ejemplo para Faber y colaboradores [60], los valores relativos de concordancia inter e intra evaluador del examen POMA⁵ son cuantificados en el rango alto; sin embargo los valores de POMA-G tienden a ser más bajos en el retest

que en la primera aplicación. Otro ejemplo, esta vez en el ámbito de la demencia, Sterke y colaboradores [70] afirman que el examen POMA tiene alta concordancia interevaluador en general; sin embargo, cada uno de los parámetros individuales presentan valores de κ , en el rango de 0.47 - 0.92, donde κ es el coeficiente obtenido en un análisis Kappa de Cohen. Además no existe un acuerdo entre los diferentes autores en el valor de concordancia y en el de la validez de los diferentes exámenes de función motora.

Las pruebas clínicas basadas en mediciones biomecánicas están en investigación, y son materia de debate. Estas pruebas buscan la medición del riesgo de caída de forma ambulatoria, cuantificando esta probabilidad desde las actividades que el anciano debe hacer en su lugar de residencia [10]. Entre los trabajos en este tema, se encuentra el de Rispens y colaboradores [71], donde se describen cuales son los indicadores de riesgo de caída; evidenciados, a partir de medidas acelerométricas, al igual que el trabajo de Howcroft y colaboradores [11], donde, como se había dicho, se hace una revisión de la valoración del riesgo de caída desde medidas acelerométricas. Sin embargo los trabajos de mayor alcance de este tipo son los de Greene y colaboradores [45] y el de McGrath y colaboradores [72] donde describen una técnica basada en el examen TUG para la valoración del riesgo de caída. Esta valoración consiste en la detección del golpe de talón y el despegue de dedos para encontrar la duración de las fases de la marcha, así como la cadencia, longitud de paso y de zancada; una vez las medidas son adquiridas, a partir de un giroscopio ubicado en la antepierna, son analizadas por medio de regresores logísticos que a partir de las características del paciente (edad y sexo) determina el riesgo de caída. Un trabajo similar, en concepto, es el propuesto por Van Lummel y colaboradores [73]; en el cual se propone otro examen automatizado,

⁵La evaluación fue hecha para el examen POMA total y para cada una de sus partes, POMA-B y POMA-G

esta vez basado en el examen *sit-to-stand*; en él, los autores ubican un acelerómetro en la zona lumbar del paciente y calculan el tiempo que dura éste en cada una de las posturas del examen; éstas son evaluadas gracias al seno del ángulo de inclinación del tronco y al parámetro que los autores denominan “*aceleración vertical verdadera*”⁶.

Prevención

En prevención de caídas se han propuesto diferentes estrategias. La recomendación que al respecto hace la Organización Mundial de la Salud [2] es hacer un cambio de mentalidad a través de 6 pasos que son: (i) dar a conocer al público las actividades que pueden realizar para mejorar la marcha y el balance, (ii) mencionar los beneficios de los ejercicios de mejora para evitar el recelo que pueda tener el adulto mayor al realizarla; (iii) utilizar estímulos sociales basados en 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 [9], 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.

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se realizó una clasificación de la literatura que se produce

alrededor del problema de las caídas en población adulta mayor. Para ello se utilizó una taxonomía propia compuesta de 8 ejes temáticos: (i) etiología, (ii) epidemiología, (iii) prevención, (iv) consecuencias, (v) predicción, (vi) detección, (vii) medición y (viii) monitoreo de actividades diarias. De estos ocho ejes, en los últimos cuatro se constató que las mayores contribuciones realizadas en los últimos años se fundamentan en las ciencias de la electrónica. Con respecto a los ejes medición y monitoreo de actividades diarias se concluyó que son temáticas transversales que pueden nutrir tanto la predicción como la detección.

Las contribuciones más frecuentes de las ciencias de la electrónica surgen del desarrollo de dispositivos de captura de movimiento que pueden clasificarse, pese a su enorme diversidad, como: ópticos, inerciales, magnéticos y de fuerza. Gracias a estos, se han podido medir de manera precisa posiciones, velocidades y aceleraciones de segmentos del cuerpo humano, y a partir de estas variables se han aplicado algoritmos de procesamiento de información conducentes a estimar otras variables como: velocidad de marcha, longitud del paso, posición del centro de gravedad y balanceo postural, solo por mencionar las más conocidas.

Las ciencias de la electrónica también han realizado aportes relacionados con algoritmos para detección de caídas a partir de información sensada por dispositivos de captura de movimiento. En detección de caídas existen dos vertientes principales, la primera se basa en la utilización de información proveniente de dispositivos ópticos y la segunda de dispositivos inerciales. Cada vertiente tiene sus ventajas y desventajas: los dispositivos ópticos son costosos e intrusivos con respecto al entorno de habitación del adulto mayor y por otro lado los inerciales requieren de complejos procesos de calibración y deben ser portados

⁶ Aceleración vertical; a la cual, se le elimina el efecto de la deriva

⁷ Gustos, preferencias y capacidades

por el adulto mayor todo el tiempo. Cualquiera que sea la fuente de información, óptica o inercial, el problema de investigación siguen siendo los mismos: ¿cómo mejorar la sensibilidad y la especificidad de los actuales algoritmos de detección de caídas? ¿Cómo realizar las detecciones con la menor intrusividad sobre el paciente?

Con respecto a la predicción, también denominada valoración del riesgo de caída, las ciencias de la electrónica han permitido la cuantificación de asimetrías de marcha tanto espaciales como temporales, y la medición precisa del área en que oscila la proyección sobre el suelo del centro de gravedad de una persona. Estas dos variables son insumos fundamentales para la detección de inestabilidad postural o de marcha.

Las ciencias de la electrónica han sido aplicadas en la valoración del riesgo de caída desde dos enfoques. El primero consistente en utilizar sistemas de captura de movimiento como elementos de apoyo para la realización de exámenes de función motora ya existentes como TUG [45] o sit-to-stand [73]; y el segundo en desestimar la utilización de estos exámenes y proponer nuevas métricas a partir de las variables biomecánicas medidas [39]. Las dos aproximaciones comparten una misma pregunta de investigación: ¿cómo convertir la información cuantitativa asociada a la medición de variables biomecánicas en valoraciones cualitativas? De lo anterior se derivan interrogantes más puntuales como: ¿cuáles son los límites aceptables para la asimetría de marcha? ¿Cómo determinar si un nivel de balanceo postural puede considerarse inseguro?

REFERENCIAS

- [1] P. Rashidi and A. Mihailidis, "A survey on ambient-assisted living tools for older adults," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 3, pp. 579–590, 2013.
- [2] Who, "WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age." *Community Health*, p. 53, 2007.
- [3] F. Hua, S. Yoshida, G. Junling, and P. Hui, "Falls Prevention in Older Age in Western Pacific Asia Region," WHO, Tech. Rep., 2006.
- [4] A. Sebastiana, Z. Kalula, M. Uk, and M. Mphil, "A WHO Global Report on Falls among Older Persons Prevention of falls in older persons : Africa case study," WHO, Tech. Rep., 2006.
- [5] B. Krishnaswamy and G. Usha, "Falls in older people: national/regional review India," *Chennai: Madras Medical College and Government*, pp. 1–19, 2006.
- [6] T. C. Skelton, "What are the main risk factors for falls amongst older people and what are the most effective interventions to prevent these falls?" WHO Regional Office for Europe (Health Evidence Network), Tech. Rep., 2004.
- [7] S. Lord, C. Sherrington, H. Menz, and J. Close, *Falls in older people*. New York: Cambridge University Press, 2007.
- [8] R. a. Kenny, R. Romero-Ortuno, and L. Cogan, "Falls," *Medicine*, vol. 41, no. 1, pp. 24–28, 2013.
- [9] K. Delbaere, C. Sherrington, and S. R. Lord, "Falls prevention interventions," in *Osteoporosis*. Elsevier Inc, 2013, ch. 70, pp. 1649–1666.
- [10] D. Hamacher, N. B. Singh, J. H. Van Dieen, M. O. Heller, and W. R. Taylor, "Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review," *Journal of The Royal Society Interface*, vol. 8, no. August, pp. 1682–1698, 2011.
- [11] J. Howcroft, J. Kofman, and E. D. Lemaire, "Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial

- sensors,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 1, p. 91, 2013.
- [12] U. Laessoe, H. C. Hoeck, O. Simonsen, T. Sinkjaer, and M. Voigt, “Fall risk in an active elderly population—can it be assessed?” *Journal of negative results in biomedicine*, vol. 6, p. 2, 2007.
- [13] S. T. D. Almeida, C. L. C. Soldera, G. A. D. Carli, I. Gomes, and T. D. L. Resende, “Analysis of extrinsic and intrinsic factors that predispose elderly individuals to fall.” *Revista da Associação Médica Brasileira (1992)*, vol. 58, no. 4, pp. 427–33, 2012.
- [14] P. Pasquetti, L. Apicella, and G. Mangone, “Pathogenesis and treatment of falls in elderly,” *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, vol. 03, no. 11, pp. 222–225, 2014.
- [15] M. Yamada, S. Nishiguchi, N. Fukutani, T. Tanigawa, T. Yukutake, H. Kayama, T. Aoyama, and H. Arai, “Prevalence of sarcopenia in community-dwelling Japanese older adults,” *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, no. 12, pp. 911–915, 2013.
- [16] A. Soto-Varela, A. Faraldo-García, M. Rossi-Izquierdo, A. Lirola-Delgado, I. Vaamonde-Sánchez-Andrade, M. Del-Río-Valeiras, P. Gayoso-Diz, and S. Santos-Pérez, “Can we predict the risk of falls in elderly patients with instability?” *Auris Nasus Larynx*, vol. 42, pp. 8–14, 2015.
- [17] B. Salzman, “Gait and balance disorders in older adults,” *American Family Physician*, vol. 82, no. 1, pp. 61–68, 2011.
- [18] S. Iwasaki and T. Yamasoba, “Dizziness and Imbalance in the Elderly: Age-related Decline in the Vestibular System,” *Aging and Disease*, vol. 6, no. 1, p. 38, 2015.
- [19] C. Feldstein and A. B. Weder, “Orthostatic hypotension: A common, serious and underrecognized problem in hospitalized patients,” *Journal of the American Society of Hypertension*, vol. 6, no. 1, pp. 27–39, 2012.
- [20] H. W. Lach and J. L. Parsons, “Impact of fear of falling in long term care: An integrative review,” *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, no. 8, pp. 573–577, 2013.
- [21] K. Robinson, A. Dennison, D. Roalf, J. Noorigian, H. Cianci, L. Bunting-Perry, P. Moberg, G. Kleiner-Fisman, R. Martine, J. Duda, J. Jaggi, and M. Stern, “Falling risk factors in Parkinson’s disease.” *NeuroRehabilitation*, vol. 20, pp. 169–182, 2005.
- [22] a. Bueno-Cavanillas, F. Padilla-Ruiz, J. J. Jiménez-Moleón, C. a. Peinado-Alonso, and R. Gálvez-Vargas, “Risk factors in falls among the elderly according to extrinsic and intrinsic precipitating causes,” *European Journal of Epidemiology*, vol. 16, no. 9, pp. 849–859, 2000.
- [23] P. A. Bath and 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, no. 1, pp. 65–73, 1999.
- [24] M. Cesari, F. Landi, S. Torre, G. Onder, F. Lattanzio, and 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, no. 11, pp. M722–M726, 2002.
- [25] P. P. Marin, “Latin-American regional review on Falls in older people,” WHO, Santiago de Chile, Tech. Rep., 2005.

- [26] L. Z. Rubenstein, "Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention," *Age and Ageing*, vol. 35, pp. 37–41, 2006.
- [27] K. James, J. Gouldbourne, C. Morris, and 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, Tech. Rep., 2006.
- [28] R. Gelbard, K. Inaba, O. T. Okoye, M. Morrell, Z. Saadi, L. Lam, P. Talving, and D. Demetriades, "Falls in the elderly: A modern look at an old problem," *American Journal of Surgery*, vol. 208, no. 2, pp. 249–253, 2014.
- [29] E. Tuunainen, J. Rasku, P. Jäntti, and I. Pyykkö, "Risk factors of falls in community dwelling active elderly," *Auris Nasus Larynx*, vol. 41, pp. 10–16, 2014.
- [30] J. Visschedijk, R. van Balen, C. Hertogh, and W. Achterberg, "Fear of Falling in Patients With Hip Fractures: Prevalence and Related Psychological Factors," *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, no. 3, pp. 218–220, 2013.
- [31] P. E. Roos and 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, no. 5, pp. 984–996, 2013.
- [32] E. d. C. Quevedo-Tejero, M. A. Zavala-González, A. d. C. Hernández-Gamas, and H. M. Hernández-Ortega, "Fractura de cadera en adultos mayores: Prevalencia y costos en dos hospitales. Tabasco, México, 2009," *Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Publica*, vol. 28, no. 3, pp. 440–445, 2011.
- [33] S. M. Hernández Arenas, E. González Segura, G. S. Gozález Aguilar, J. M. Gasca Argueta, H. García Hidalgo, O. C. García Sánchez, R. Vega Diaz, and E. B. Monroy Amaya, "Prevención de Caídas en el Adulto Mayor en el Primer Nivel de Atención," Gobierno Federal de México. Secretaría de salud, Tech. Rep., 2008.
- [34] M. Saleh and G. Murdoch, "In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment," *The Bone & Joint Journal*, vol. 67, no. 2, pp. 237–41, 1985.
- [35] M. K. Holden, K. M. Gill, and M. R. Magliozzi, "Gait assessment for neurologically impaired patients. Standards for outcome assessment." *Physical therapy*, vol. 66, pp. 1530–1539, 1986.
- [36] J. S. Dufek, E. S. Neumann, M. C. Hawkins, and 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, no. 1, pp. 308–313, 2014.
- [37] V. L. Gray, T. D. Ivanova, and 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, no. 1, pp. 198–203, 2014.
- [38] S. Yabukami, H. Kikuchi, M. Yamaguchi, K. I. Arai, K. Takahashi, A. Itagaki, and N. Wako, "Motion capture system of magnetic markers using three-axial magnetic field sensor," *IEEE Transactions on Magnetism*, vol. 36, no. 5 I, pp. 3646–3648, 2000.
- [39] K. S. van Schooten, S. M. Rispen, P. J. M. Elders, P. Lips, M. Pijnappels,

- and J. H. van Dieën, “Ambulatory fall risk assessment: Quality and quantity of daily-life activities predict falls in older adults,” *Predicting falls: Amount and quality of daily-life gait as risk factors*, pp. 71–83, 2014.
- [40] P. Y. M. Chung and G. Y. F. Ng, “Comparison between an accelerometer and a three-dimensional motion analysis system for the detection of movement,” *Physiotherapy (United Kingdom)*, vol. 98, no. 3, pp. 256–259, 2012.
- [41] B. Mariani, C. Hoskovec, S. Rochat, C. Büla, J. Penders, and K. Aminian, “3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 15, pp. 2999–3006, 2010.
- [42] D. A. Bravo Montenegro, C. F. Rengifo Rodas, and W. Agredo R, “Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de marcha,” *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 37, no. 2, 2016.
- [43] P. B. Shull, W. Jirattigalachote, M. a. Hunt, M. R. Cutkosky, and 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, no. 1, pp. 11–19, 2014.
- [44] B. R. Greene, D. McGrath, R. O’Neill, K. J. O’Donovan, A. Burns, and B. Caulfield, “An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 48, no. 12, pp. 1251–1260, 2010.
- [45] B. R. Greene, A. Odonovan, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scanaill, and R. a. Kenny, “Quantitative falls risk assessment using the timed up and go test,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 12, pp. 2918–2926, 2010.
- [46] A. K. Bourke, P. V. D. Ven, M. Gamble, R. O. Connor, K. Murphy, E. Mcquade, P. Finucane, G. Ólaighin, and J. Nelson, “Assessment of Waist-worn Tri-axial Accelerometer Based Fall-detection Algorithms using Continuous Unsupervised Activities,” in *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Buenos Aires: IEE, 2010, pp. 2782–2785.
- [47] F. Bagalà, C. Becker, A. Cappello, L. Chiari, K. Aminian, J. M. Hausdorff, W. Zijlstra, and J. Klenk, “Evaluation of accelerometer-based fall detection algorithms on real-world falls,” *PLoS ONE*, vol. 7, no. 5, pp. 1–9, 2012.
- [48] S. Khawandi, B. Daya, and P. Chauvet, “Implementation of a monitoring system for fall detection in elderly healthcare,” in *Procedia Computer Science*, vol. 3. Elsevier, 2011, pp. 216–220.
- [49] Z. Zhao, Y. Chen, S. Wang, and Z. Chen, “FallAlarm: Smart phone based fall detecting and positioning system,” in *Procedia Computer Science*, vol. 10, 2012, pp. 617–624.
- [50] N. Pannurat, S. Thiemjarus, and E. Nantajeewarawat, “Automatic fall monitoring: A review,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 7, pp. 12 900–12 936, 2014.
- [51] M. Kangas, A. Konttila, P. Lindgren, I. Winblad, and T. Jämsä, “Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers,” *Gait and Posture*, vol. 28, no. 2, pp. 285–291, 2008.
- [52] H. Gjoreski, M. Luštrek, and M. Gams, “Accelerometer placement for posture recognition and fall detection,” in

- Proceedings - 2011 7th International Conference on Intelligent Environments, IE 2011*, 2011, pp. 47–54.
- [53] a. K. Bourke, J. V. O'Brien, and G. M. Lyons, "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm," *Gait and Posture*, vol. 26, no. 2, pp. 194–199, 2007.
- [54] A. K. Bourke, P. W. J. van de Ven, A. E. Chaya, G. M. O'Laighin, and J. Nelson, "Testing of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly." in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2008, 2008, pp. 2844–2847.
- [55] a. K. Bourke, P. van de Ven, M. Gamble, R. O'Connor, K. Murphy, E. Bogan, E. McQuade, P. Finucane, G. Ó'Laighin, and J. Nelson, "Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 15, pp. 3051–3057, 2010.
- [56] J. Chen, K. Kwong, D. Chang, J. Luk, and R. Bajcsy, "Wearable sensors for reliable fall detection." in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 4, 2005, pp. 3551–3554.
- [57] J. Cheng, X. Chen, and 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, no. 1, pp. 38–45, 2013.
- [58] S. Chernbumroong, S. Cang, A. Atkins, and H. Yu, "Elderly activities recognition and classification for applications in assisted living," *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 5, pp. 1662–1674, 2013.
- [59] C. Ballinger and S. Payne, "The construction of the risk of falling among and by older people," *Ageing and society*, vol. 22, no. 3, pp. 305–324, 2002.
- [60] M. J. Faber, R. J. Bosscher, and P. C. W. van Wieringen, "Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment." *Physical therapy*, vol. 86, no. 7, pp. 944–954, 2006.
- [61] K. L. Perell, A. Nelson, R. L. Goldman, S. L. Luther, N. Prieto-Lewis, and L. Z. Rubenstein, "Fall risk assessment measures: an analytic review." *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, vol. 56, no. 12, pp. M761–M766, 2001.
- [62] X. Cui, C.-K. Peng, M. D. Costa, A. Weiss, A. L. Goldberger, and J. M. Hausdorff, "Development of a new approach to quantifying stepping stability using ensemble empirical mode decomposition." *Gait & Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 495–500, 2014.
- [63] P. Sánchez-Muñoz and 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*, no. xx, 2014.
- [64] M. E. Tinetti, "Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients," *Journal of American Geriatrics*, vol. 34, pp. 119–26, 1986.
- [65] K. O. Berg, B. E. Maki, J. I. Williams, P. J. Holliday, and S. L. Wood-Dauphinee, "Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population." *Archives of physical*

- medicine and rehabilitation*, vol. 73, no. 11, pp. 1073–1080, 1992.
- [66] a. Yelnik and I. Bonan, “Clinical tools for assessing balance disorders,” *Neurophysiologie Clinique*, vol. 38, no. 6, pp. 439–445, 2008.
- [67] S. Mathias, U. Nayak, and B. Isaacs, “Balance in elderly patients: the “get-up and go” test.” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 6, no. 6, pp. 387–9, 1986.
- [68] D. Podsiadlo and S. Richardson, “The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons.” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 39, no. 2, pp. 142–148, Feb. 1991.
- [69] A. F. Ambrose, G. Paul, and J. M. Hausdorff, “Risk factors for falls among older adults: A review of the literature,” *Maturitas*, vol. 75, no. 1, pp. 51–61, 2013.
- [70] C. S. Sterke, S. L. Huisman, E. F. V. Beeck, C. W. N. Looman, and 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?” 2009.
- [71] S. M. Rispens, K. S. van Schooten, M. Pijnappels, A. Daffertshofer, P. J. Beek, and J. H. van Dieën, “Identification of Fall Risk Predictors in Daily Life Measurements: Gait Characteristics’ Reliability and Association With Self-reported Fall History.” *Neurorehabilitation and neural repair*, pp. 1 545 968 314 532 031–, 2014.
- [72] D. McGrath, B. R. Greene, E. P. Doheny, D. J. McKeown, G. De Vito, and B. Caulfield, “Reliability of quantitative TUG measures of mobility for use in falls risk assessment,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2011, pp. 466–469.
- [73] R. C. Van Lummel, E. Ainsworth, U. Lindemann, W. Zijlstra, L. Chiari, P. Van Campen, and 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, no. 1, pp. 153–156, 2013.

