



VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO MEDIANTE LA ACELEROMETRÍA MEDIDA A TRAVÉS DEL SMARTPHONE EN PERSONAS CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE

Trabajo Final de Grado en Ciencias de la Actividad Física y Deporte



AUTOR: CARLOS TOLEDO GONZÁLEZ

TUTOR: D. FRANCISCO DAVID BARBADO MURILLO

Curso Académico: 2016 / 2017

ÍNDICE

1. CONTEXTUALIZACIÓN	3
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	6
2.1. Objetivo.....	6
2.2. Material y método.....	7
2.2.1. <i>Criterios de elegibilidad</i>	7
2.2.2. <i>Fuentes</i>	7
2.2.3. <i>Búsqueda</i>	7
2.2.4. <i>Selección de artículos</i>	8
2.2.5. <i>Tabla</i>	9
3. DISCUSIÓN	11
3.1. Idoneidad de la acelerometría para la evaluación en poblaciones con déficit de equilibrio.....	11
3.2. Características de los protocolos posturográficos que utilizan la acelerometría....	12
3.3. Dimensiones del equilibrio valoradas mediante acelerometría.....	13
3.4. Limitaciones.....	14
3.5. Conclusiones.....	15
4. PROPUESTA DE INTERVENCIÓN	15
4.1. Participantes.....	15
4.2. Instrumento.....	15
4.3. Tareas.....	16
4.4. Análisis de datos	17
5. BIBLIOGRAFÍA	18
6. ANEXOS	21

TÍTULO: Valoración del equilibrio mediante la acelerometría medida a través del Smartphone en personas con esclerosis múltiple

Title: *Balance assessment by Smartphone's accelerometer application in Multiple Sclerosis population*

Títol: *Valoració de l'equilibri mitjà de l'accelerometria mesura a través del Smartphone en persones amb esclerosis múltiple*

RESUMEN:

La estabilidad es una cualidad del equilibrio que nos indica en qué medida dicho cuerpo es resistente al cambio, es decir, a perder su condición de equilibrio. Numerosos estudios han constatado la relevancia del entrenamiento del equilibrio para la mejora de la calidad de vida en poblaciones patológicas en las que el déficit de esta cualidad es notable. Dentro de estas patologías, encontramos la Esclerosis Múltiple (EM), la cual es una enfermedad crónica del Sistema Nervioso Central. Concretamente, la EM actúa sobre la mielina, dificultando la conducción de los impulsos eléctricos entre las fibras nerviosas. Este hecho produce la aparición de síntomas como fatiga y alteraciones del equilibrio y disminución de la estabilidad postural. Por ello, el entrenamiento del equilibrio se vuelve esencial para que los pacientes de EM no pierdan funcionalidad ni su capacidad de desempeñar actividades de la vida diaria. Sin embargo, a pesar de la eficiencia de los entrenamientos de equilibrio se desconoce cuál deben ser los ejercicios que deben ser utilizados en función de las características de cada individuo. Este desconocimiento es debido a la dificultad existente para cuantificar el grado de estabilidad, es decir, las oscilaciones posturales en el ámbito clínico. Usualmente, en este ámbito la estabilidad postural se evalúa mediante escalas, las cuales proporcionan una evaluación no objetiva y poco precisa. Sin embargo, desde la aparición de los Smartphone, los cuales llevan integrados acelerómetros, existe la posibilidad de cuantificar el control postural en el ámbito clínico de una forma objetiva, precisa, portable y barata. La presente revisión busca analizar la viabilidad de implementar la acelerometría integrada en el Smartphone como herramienta no solo para cuantificar el grado de estabilidad postural de individuos sanos y con EM, sino para cuantificar la carga de entrenamiento que suponen diversos ejercicios de equilibrio.

Abstract: *Stability is a quality within balance which indicates the degree to which a body is resistant to a change and therefore to the loss of balance. Several studies have demonstrated the importance of balance training in order to improve life quality in pathologic populations in which balance impairment is highlighted. Multiple Sclerosis (MS) is one of them, being a chronic disease of the Central Nervous System. MS affects the myelin sheath and consequently the conduction of electrical impulses between nerve fibers is affected. This leads to the presence of fatigue symptoms, alterations in balance or decreases in postural stability. Thus, balance training remains essential to people with MS in order to conserve their functionality and ability to perform daily life activities. Nonetheless, despite the efficacy of balance training, it is still unknown which are the most suitable exercises for an individualized training. This lack of knowledge is due to the difficulty to quantify the degree of stability, which refers to the postural oscillation in clinic environment. Postural stability is usually assessed by scales that provide a rather subjective and non-accurate information. However, since the emergence of Smartphones that integrate accelerometers, it is now possible to quantify this postural stability objectively, more accurately with a low-cost and light-weight device out of a laboratory environment. The following review aims for the analysis regarding the feasibility of accelerometry implementation by means of Smartphones as a device to quantify not only the degree of postural stability but also to quantify the training load in balance exercises for both healthy individuals and MS population.*

Palabras clave: *accelerometer, accelerometry, balance, multiple sclerosis, postural control y postural stability.*

1. CONTEXTUALIZACIÓN

La estabilidad es la resistencia que muestra un sistema a modificar su estado, sea de reposo o movimiento. En base a esta definición, usualmente se considera **estabilidad postural** como el proceso mediante el cual controlamos el centro de masas del cuerpo respecto a la base de sustentación, ya sea de forma estática o dinámica. La estabilidad postural estática, a veces denominado control postural y/o equilibrio, tiene como objetivo primordial mantener el centro de masas dentro de la base de sustentación. Para un adecuado mantenimiento de la postura estable es necesario un procesamiento e integración eficientes de la información proveniente de los sistemas visual, somatosensorial y vestibular (Heebner, Akins, Lephart, & Sell, 2015), y de la modulación de las respuestas eferentes por el sistema musculoesquelético (Alberts et al., 2015).

Usualmente, para una valoración del grado de estabilidad postural de una persona se busca cuantificar la **oscilación postural** la cual ocurre espontáneamente durante el mantenimiento de cualquier postura estática como resultado de las propiedades inestables del cuerpo (Saunders et al., 2015).

La estabilidad postural es una cualidad necesaria para la realización de numerosas actividades de la vida diaria (Alberts et al., 2015). En este sentido, dado el impacto que la estabilidad tiene en el desempeño diario, se ha podido observar que el entrenamiento de esta cualidad es una terapia no solo útil sino necesaria para aquellas poblaciones con patologías en las que existe un déficit de esta cualidad. Una mejora de la misma es fundamental para incrementar la calidad de vida de poblaciones como son los pacientes con la enfermedad de Parkinson (Ozinga, Linder, & Alberts, 2016) o que han sufrido un accidente cerebro vascular – “Stroke” (Chung, Kim, & Yang, 2016). De entre las patologías donde el equilibrio se vuelve una cualidad esencial para la calidad de vida, se encuentra la enfermedad de esclerosis múltiple.

La **esclerosis múltiple (EM)** es una enfermedad crónica, autoinmune, inflamatoria y neurodegenerativa del sistema nervioso central (SNC) (Kierkegaard et al., 2016) que conduce a la aparición de placas focales de desmielinización (materia blanca) durante las fases iniciales de la enfermedad pudiendo llegar a afectar a los axones en fases avanzadas (materia gris) (Mahad, Trapp, & Lassmann, 2015). La destrucción de las vainas de mielina, que es el tejido que envuelve y protege las fibras nerviosas de la médula espinal, provocado por la enfermedad, dificulta la conducción de los impulsos eléctricos entre las fibras nerviosas, la cual puede conllevar multitud de síntomas clínicos dependiendo de la zona afectada. La mayoría de los pacientes inicialmente muestran episodios de síntomas en forma de brotes, lo que se denomina **EM remitente-recurrente** (Kierkegaard et al., 2016; Mahad et al., 2015).

La progresión de la enfermedad y el resultado clínico en la EM suele ser monitorizado por la escala de estado de discapacidad expandida (EDSS por sus siglas en inglés) con puntuaciones que oscilan entre 0 (sin signos) a 10 (muerte) (Kierkegaard et al., 2016). La EDSS es la escala de calificación clínica más ampliamente aceptada para la evaluación del deterioro neurológico y la discapacidad en la EM (Corporaal et al., 2013), la cual se basa principalmente en las puntuaciones individuales de siete sistemas funcionales incluyendo la estabilidad corporal. Se ha observado como la EDSS de los pacientes con EM se correlacionan con la una marcha más lenta. Esta desaceleración puede ser una estrategia de compensación para mantener el equilibrio incrementando la sensación de seguridad y reduciendo el riesgo de caídas (Corporaal et al., 2013). Debido a la progresión de la enfermedad, el tiempo de conducción aferente de la médula espinal incrementa las latencias de respuesta postural y, por lo tanto, tiene como consecuencia un incremento de las oscilaciones posturales. Esto a su vez provoca que, la información propioceptiva aferente procedente de los husos musculares se retrasa en la llegada a la corteza sensorio-motora y las respuestas posturales son mayores de lo normal para devolver el centro de masa al centro de la base soporte (Corporaal et al., 2013). Este hecho produce no

solo alteraciones del equilibrio y disminución de la estabilidad postural, sino que también incrementa la fatiga percibida por los pacientes de EM (Fernández, Fernández, & Guerrero, 2005). El deterioro del equilibrio y la pérdida de la movilidad que el paciente de EM sufre con el avance de la enfermedad produce un efecto adverso sobre su independencia y autonomía, y por extensión, afecta a su calidad de vida (Kasser, Jacobs, Ford, & Tourville, 2015). Por este hecho, las limitaciones del equilibrio y movilidad son de las preocupaciones más significativas para las personas con EM (Kasser et al., 2015), ya que se ven afectados los sistemas sensitivos y motores cruciales para el control del equilibrio durante la postura y la marcha (Corporaal et al., 2013). Además, los problemas de estabilidad contribuyen a un mayor riesgo de caídas, lo cual a su vez limita la actividad diaria del paciente pues desarrolla el famoso “miedo a caer” (Kasser et al., 2015). Esto suele conducir a estilos de vida más sedentarios lo que en un círculo vicioso desembocan en un agravamiento de la progresión de la enfermedad (Cattaneo et al., 2002). Por lo tanto, la EM presenta un gran impacto en la salud, provocando grandes limitaciones funcionales las cuales reducen la capacidad de desarrollar actividades de la vida diaria con la consiguiente reducción de la calidad de vida (Kierkegaard et al., 2016). Como tal, el mantenimiento de la estabilidad postural se considera como una de las prioridades más altas para este grupo (Kasser et al., 2015).

La principal forma de atacar los efectos de esta enfermedad es mediante las terapias antiinflamatorias o inmunosupresoras actuales, las cuales han demostrado su eficacia en pacientes con EM (Mahad et al., 2015). Sin embargo, estas terapias farmacológicas pueden ser complementadas con terapias no farmacológicas entre las que se destaca el ejercicio, que es una de las que más beneficios parece provocar, al ser una herramienta fundamental para retener (e incluso incrementar) las funciones motoras y ambulatorias (Kierkegaard et al., 2016).

Si bien el entrenamiento de la estabilidad postural se muestra como una terapia beneficiosa entre esta población, la efectividad de los programas varía notablemente (Kierkegaard et al., 2016). Una de las cuestiones que puede explicar el porqué de esta divergencia en la eficacia de los programas, hace referencia a la falta de estandarización y cuantificación de los entrenamientos de estabilidad. El problema que presentan estos tipos de entrenamiento es que existe un desconocimiento de la carga óptima (ejercicios) a implementar, ya que a pesar de que existen multitud de baterías de ejercicios, se desconoce el reto que los mismos suponen a cada paciente. Los ejercicios que se realizan actualmente, así como los diversos métodos de valoración del equilibrio, no cuantifican el grado de oscilaciones que provocan, y por lo tanto no tenemos un control de la carga que supone este ejercicio para cada sujeto.

Dada la relevancia de la implementación de programas para la mejora de la estabilidad corporal, se vuelve fundamental una valoración muy precisa y detallada de dicha cualidad. De entre las metodologías más destacadas para hacer una valoración precisa de la misma sobresalen los protocolos de laboratorio. Usualmente, la valoración en los estudios experimentales se realiza gracias a técnicas como la posturografía.

La **evaluación de la oscilación postural** mediante posturografía es un medio válido para evaluar la capacidad del sistema neuromuscular de un individuo para mantener la postura de pie. Los parámetros obtenidos a partir de la trayectoria del centro de presión (COP) son medidas indirectas del control postural, ya que están relacionados con el desplazamiento del centro de masa corporal (Rouis, Rezzoug, & Gorce, 2014). Actualmente, el mejor método para valorar la estabilidad de un cuerpo, es a través de **test de laboratorios** que utilizan plataformas de fuerza (Adlerton, Moritz, & Moe-Nilssen, 2003), acelerómetros y sistemas tridimensionales de captura de movimiento. Un menor grado de estabilidad corporal podrá ser observado como un incremento en las oscilaciones del centro de presiones o de la aceleración corporal (Loprinzi, Smit, Lin, Gilham, & Ramulu, 2013). Estas sofisticadas técnicas biomecánicas proporcionan un método preciso para cuantificar la estabilidad postural en el laboratorio, pero presentan limitaciones en cuanto al costo, el espacio, el tiempo para administrar y la necesidad de personal

capacitado limitan el uso generalizado de técnicas biomecánicas en la evaluación de la estabilidad postural. Por tanto, se hacen necesarias evaluaciones en ambientes clínicos o de campo.

Surge entonces la necesidad de **test clínicos** baratos en tiempo, personal y materiales. El problema que se encuentra en la actualidad es la mala cuantificación del equilibrio que presentan la mayoría de test clínicos. Usualmente, dicha valoración se realiza mediante ciertas escalas que intentan identificar el déficit o no déficit de equilibrio en base a la observación de las oscilaciones aparentes de una persona, pero estas solo se han mostrado fiables para aquellas personas con un deterioro evidente (Jacobs & Kasser, 2012). Sin embargo, no existen métodos objetivos que permitan cuantificar el equilibrio, especialmente en personas sin síntomas clínicos de déficit de equilibrio, como por ejemplo personas con EM en estadios iniciales de la enfermedad. Asimismo, dado que no existen métodos de evaluación objetivos, tampoco es posible cuantificar el estrés o la carga de entrenamiento que suponen los distintos ejercicios seleccionados para mejorar la estabilidad postural. A diferencia de otras metodologías como, por ejemplo, la fuerza, donde la carga de entrenamiento puede ser cuantificada a través del test de una repetición máxima (1 RM), no tenemos un test fiable y validado con el que se obtenga de manera directa la cuantificación de la estabilidad postural. Por lo tanto, en cuanto a EM se refiere, una de las problemáticas principales es que no hay herramientas lo suficientemente sensibles como para detectar el deterioro en estadios iniciales de la enfermedad (Jacobs & Kasser, 2012). Una de las aplicaciones prácticas futuras sería encontrar una manera de una detección temprana del déficit.

Por tanto, con el fin de cuantificar el entrenamiento en un programa de equilibrio en personas con esclerosis múltiple, surge la necesidad de implementar un método de evaluación objetivo para la valoración del equilibrio no basados en escalas observacionales, sino en instrumentales precisos. De entre los dispositivos de laboratorio que están sufriendo un abaratamiento en sus costes y, por tanto, se están implementando en el día a día como instrumento en los test de campo, destacan los acelerómetros (Doherty et al., 2017).

Los **acelerómetros** se han utilizado cada vez más como dispositivos que pueden cuantificar económicamente el movimiento del cuerpo durante la marcha y las tareas estáticas. Existe evidencia de que la acelerometría parece ser capaz de discriminar adecuadamente entre las personas con déficit vestibulares de aquellas que no tienen problemas de equilibrio (Marchetti et al., 2013). Ya en los primeros estudios relacionados se tenía la idea de desarrollar sistemas de posicionamiento global o tecnologías de teléfonos inteligentes, pero estos dispositivos no habían sido validados o presentaban problemas metodológicos no resueltos, por ejemplo, estandarizar la colocación.

Poco a poco, y gracias a los avances de la ciencia y la tecnología, y la necesidad que presentaban las propias limitaciones de los acelerómetros clínicos o sensores inerciales de laboratorio, los acelerómetros se van posicionando como un enfoque objetivo para la cuantificación de la estabilidad. La comunidad científica adopta los sensores de movimiento como medida del equilibrio de manera más clínica (Corporaal et al., 2013).

El reciente desarrollo rápido de dispositivos móviles y teléfonos inteligentes disponibles en el mercado ofrece una alternativa interesante para el análisis de movimiento en evaluaciones clínicas, ya que estos dispositivos inteligentes están actualmente equipados con sensores inerciales, como los acelerómetros triaxiales (Chiu, Tsai, Lin, Hou, & Sung, 2017). En consecuencia, puede ser posible utilizar las señales de aceleración recolectadas por los dispositivos inteligentes, para calcular los parámetros de la marcha y la postura. En este punto, si la exactitud y la fiabilidad de estos dispositivos inteligentes es comparable a los métodos de investigación actuales basados en acelerómetros, esto podría proporcionar nuevas perspectivas de utilizar el acelerómetro incorporado en dispositivos inteligentes en el análisis de movimiento

clínico. Aunque el análisis de movimiento utilizando dispositivos inteligentes es un área emergente y prometedora, sólo existen unos pocos estudios que evalúan la marcha y el control postural. Para que el uso de dispositivos inteligentes sea accesible para la práctica clínica, es necesario desarrollar aplicaciones para la prueba de la marcha y la postura, incluyendo el registro y almacenamiento de datos, y el análisis de datos, proporcionando retroalimentación a la persona o al clínico sobre la marcha y la postura (Kosse, Caljouw, Vervoort, Vuillerme, & Lamothe, 2015).

El sistema de evaluación basado en **teléfonos inteligentes** o **Smartphone** puede tener el potencial de ser una herramienta conveniente, válida y fácil de usar para la evaluación de la capacidad de control postural en sujetos con problemas de inestabilidad. En la actualidad, los teléfonos inteligentes se están volviendo más baratos y muchas personas los utilizan diariamente, son ligeros y fáciles de manejar, y las aplicaciones de teléfonos inteligentes (Apps) han demostrado tener una buena validez gracias a su diseño para medir el movimiento del cuerpo humano. Según el Informe Mobile Ditrencia en España y el Mundo 2016, el uso de este tipo de tecnologías está muy implantado en el estilo de vida de la sociedad actual, el 80% de los españoles utiliza un Smartphone mientras que solo un 73% tiene ordenador. Fácil de usar y acceder, los teléfonos inteligentes con sensores incorporados pueden utilizarse para fines clínicos sin los cables complejos y otros dispositivos adicionales que los investigadores han necesitado utilizar en el pasado (Chiu et al., 2017; Chung et al., 2016). Además, las solicitudes de registro y análisis de movimiento pueden programarse de acuerdo con las necesidades del usuario final, del investigador y/ o del clínico. Por tanto, la acelerometría medida a través del Smartphone se presenta como una herramienta clínica prometedora que permitía al clínico/entrenador evaluar el deterioro en el control postural y la marcha, y controlar el impacto de las intervenciones de mejora de la movilidad de una forma sencilla, rápida y barata.

Por tanto, el objetivo de nuestra propuesta es, en base a la literatura científica, conocer la potencialidad del Smartphone como instrumento de valoración del equilibrio al alcance de cualquier entrenador, y observar mediante una intervención si es válido para discriminar entre distintas poblaciones.

Para ello utilizaremos un Smartphone con una aplicación de acelerómetro ya comprobada, con el objetivo de medir la oscilación postural en una serie de tareas estáticas para poder cuantificar la carga de entrenamiento. Esta información será útil para los entrenadores, fisioterapeutas, médicos e investigadores para que puedan monitorizar con precisión a pacientes, deportistas, etc., lo cual a su vez permitirá detectar con mayor facilidad, en función de cada población, si se encuentran en riesgo de lesión, de sufrir caídas o evaluar la efectividad de una intervención para mejorar la estabilidad corporal y/o la postura.

Además, se observará la viabilidad de esta propuesta sobre grupos con un control postural muy diverso: un grupo control (sin patología ni síntomas clínicos relacionados con el deterioro del equilibrio) y otro con una patología neurodegenerativa como es la Esclerosis Múltiple. Esto permitirá, no solo discriminar de forma más sensible entre diferentes tareas de equilibrio, sino también entre distintas poblaciones que presentan diferencias de estabilidad postural.

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1. Objetivo

El objetivo de esta revisión bibliográfica fue identificar si la acelerometría se muestra como un instrumento con validez y fiabilidad, y describir los diferentes métodos de valoración de la estabilidad postural mediante este instrumento en personas con déficit de control

postural. Asimismo, esta revisión buscó conocer los antecedentes del acelerómetro hasta llegar a la utilización del Smartphone.

2.2. Material y método

2.2.1. Criterios de elegibilidad

Se incluyeron:

- Artículos publicados a partir del año 2002 a texto completo en inglés.
- Artículos realizados en Europa, EEUU, China y Japón.
- Estudios que evalúen la estabilidad postural estática
- Estudios que hablen sobre el método de evaluación del equilibrio estático con un acelerómetro.
- Estudios que utilicen un acelerómetro bi-axial o tri-axial de laboratorio.

Se excluyeron:

- Tesis, proyectos de investigación, cartas al editor y libros.
- Artículos que tratan sobre la evaluación de la marcha o locomoción.
- Estudios que evalúan el equilibrio dinámico y no el equilibrio estático.
- Artículos que le dan otro uso al acelerómetro que no sea la evaluación de la estabilidad postural como:
 - Consumo de VO₂ diario
 - Coordinación
 - Nivel total de Actividad Física
 - Desgaste corporal
 - Fatiga
- Artículos que utilizan otros tipos de acelerómetro.

2.2.2. Fuentes

Para la búsqueda de contenido general del tema y elaboración de la introducción del trabajo se consultaron bases de datos y artículos de prensa digitales.

La búsqueda de artículos para la revisión bibliográfica se realizó en la base de datos de ciencias de la salud *PUDMED*.

2.2.3. Búsqueda

Para la revisión bibliográfica se realizó una búsqueda en las principales bases de datos utilizando los siguientes descriptores: *accelerometer, accelerometry, balance, multiple sclerosis, postural control y postural stability*.

Estos descriptores se combinaron con los booleanos *AND, OR* y se truncaron los términos para realizar la búsqueda en las diferentes bases de datos.

También se filtraron las búsquedas según los criterios de inclusión y exclusión en cada base de datos. Seleccionando lugar, idioma, año de publicación, a texto completo y suprimiendo los artículos duplicados.

Las ecuaciones para la búsqueda de artículos de la revisión bibliográfica fue la siguiente: (1) *Accelerometer AND "postural control"* y (2) *Accelerometry AND Balance*.

La búsqueda fue llevada a cabo desde el inicio hasta abril de 2017.

2.2.4. Selección de artículos

Se recuperaron 332 artículos de la base de datos de *PUBMED*.

Se procedió a la lectura de los *títulos* y *abstract* de los artículos seleccionados y se excluyeron 289 artículos por no relacionarse con el tema y no ajustarse a los criterios de elegibilidad. Se eliminaron también 9 artículos por duplicados.

A continuación, se realizó la *lectura completa* de los 34 artículos restantes. Se procedió al análisis completo para la *revisión bibliográfica* de los 19 artículos que cumplían los criterios de inclusión.

Por lo que, la revisión bibliográfica aportó **19 artículos**. El procedimiento de la selección se muestra en la siguiente Figura 1.

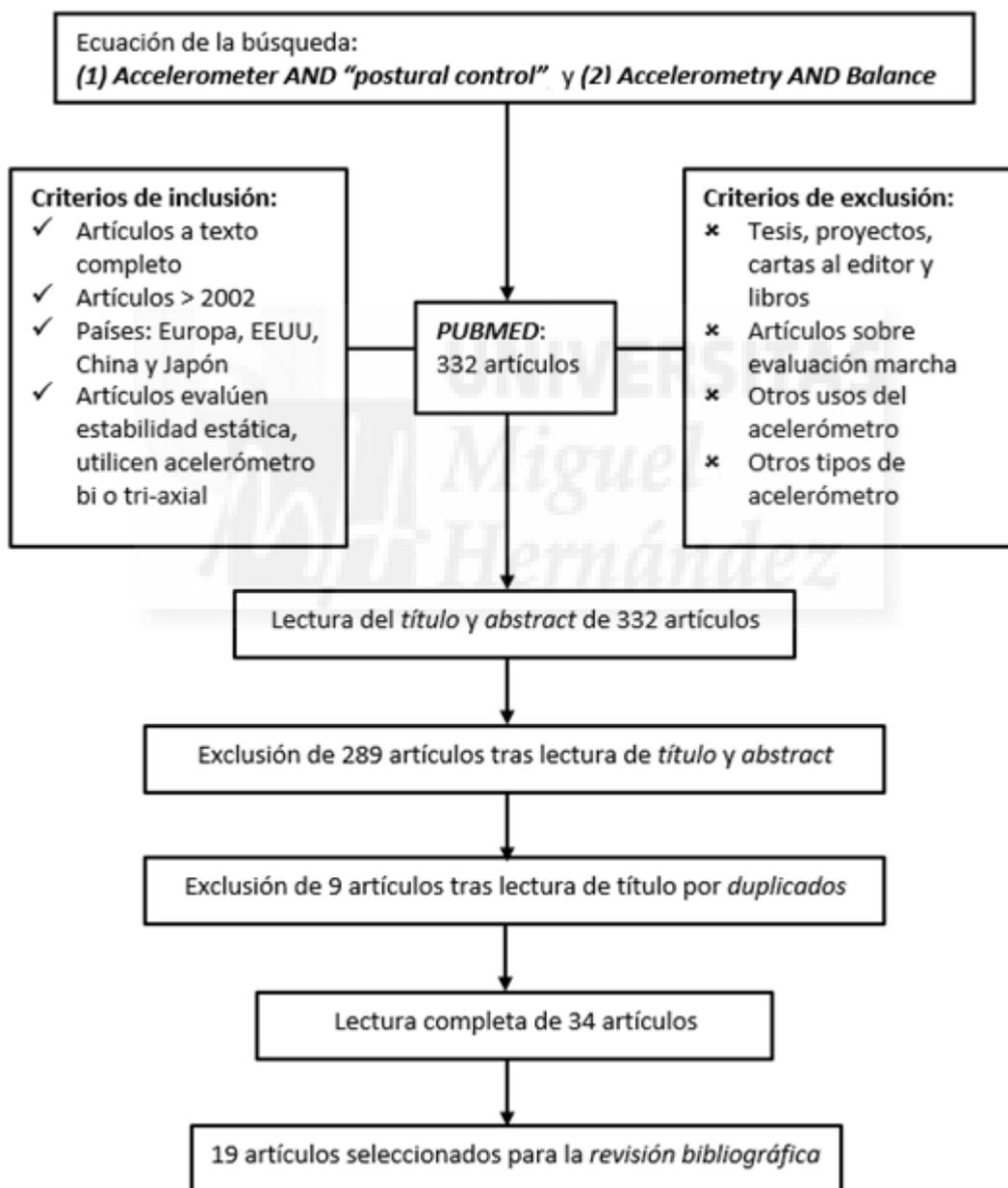


Figura 1. Diagrama de flujos sobre la metodología de búsqueda bibliográfica

2.2.5. Tabla:

Estudio	H	M	EDAD	POBLACIÓN	EVALUACIÓN	MÉTODO	RESULTADOS
Motl et al., 2013	48	208	± 49'5 años	Esclerosis Múltiple (4'0 EDSS)	Acelerómetro + EDSS, T25FWW, 6MW	7 días con acelerómetro	↑ recuentos en personas EM; ↑ resultados test y ↓ gasto O2.
Eguchi & Takada, 2014	Niños n=8 Adultos n=7	Niñas n=86 Adultos n=19	Niños 3-11 años Adultos 21-24 años	Niños sanos	Acelerómetro triaxial + 1-BP OE y CE; 2-MP; 3-Marcha 5m	3 tareas durante 30s.	↓ balanceo postural con la edad; ↑ control postural chicas; Correlación entre eq.estático y eq.dinámico.
Rouis et al., 2014	6	9	± 37'7 años	Adultos sanos	Acelerómetro y Plataforma fuerza + Ejercicio yoga (eq. estático)	3 ensayos 30s Tarea equilibrio. Acelerómetro en L5	Resultados acelerómetro y plat.fuerza se correlacionan significativamente. Los parámetros de amplitud en el eq.estático se correlacionan mejor con OE.
Similä, Mäntyjärvi, Merilahti, Lindholm, & Ermes, 2014	Neurológicos n=15 Mayores n=20 Jóvenes n=19		Neurológicos ± 55'2 años Mayores ± 76'8 años Jóvenes ± 27'7 años	Pacientes neurológicos, mayores con déficit y adultos sanos	Acelerómetro + 14 tareas BBS y marcha 10m ida-vuelta	Medir 14 tareas del BSS con un cinturón elástico en zona lumbar (centro de masas) a 75Hz	Estimaciones de BBS: -Distribuciones ↑ amplias en el grupo sano-joven-adulto -Distribuciones ↑ estrechas en los grupos de adultos mayores y pacientes.
Alberts et al., 2015	22	27	± 19'5 años	Adultos sanos	Acelerómetro y giroscópico (iPad2) y plataforma de fuerza NeuroCom + Sistema BESS	Valorar COG con iPad 2 en zona sacral (100Hz) y plataforma fuerza NeuroCom (100Hz)	Puntuaciones de equilibrio del NeuroCom y iPad2 ↑ precisión en adolescentes y adultos jóvenes sanos
Badura, 2015	11	41	± 77'9	Adultos mayores con déficit	Sensores inerciales + 7 actividades del BBS: sentarse a estar de pie, estar de pie sin apoyo, estar de pie a sentarse, estar de pie sin apoyo con los ojos cerrados, recuperar un objeto del piso, girar 360°, pisar la escalera.	Pasar un examen de 7 actividades evaluado por una escala de 5 niveles.	El examen refleja las habilidades de equilibrio de forma fiable y repetitiva. ↑ efectividad de la evaluación directa entre el 75% - 94% para las actividades
Heebner et al., 2015	Rehability Group n=10 Validity Group n=13		Rehability Group ± 24,3 años Validity Group ± 24'1 años	Adultos activos	Acelerómetro triaxial y plataforma de fuerza + 10 tareas de eq.estático con OE y CE, y eq.dinámico	Estático (BP, BP-F, tándem y MP; con OE y CE) y dinámico. Acelerómetro en L5 y a 20Hz	Diferencias significativas entre tareas estáticas y dinámicas cuando se midió la estabilidad postural utilizando un acelerómetro o una plat.fuerza en todas las direcciones. ↓ correlación entre acelerómetro y plat.fuerza porque no miden los mismos componentes de la estabilidad postural.
Saunders et al., 2015	8	12	± 81 años	Adultos mayores con déficit	Acelerómetro triaxial inalámbrico + Cuatro condiciones de equilibrio (OE o CE y superficie firme o inestable)	2 bloques (20 min descanso) de 3 ensayos de 30s en cada tarea. Acelerómetro en parte inferior posterior de la espalda zona sacra L3	↑ fiabilidad entre ensayos y entre bloques en todas las condiciones. Capaz de discriminar entre todas las condiciones visuales y de superficie.
Shirai et al., 2015	SCD n=25 Parkinson n=25 Sanos n=25		-	Degeneración espinocerebelosa (SCD) y Enfermedad de Parkinson	Acelerómetro triaxial + SARA y BBS	Las señales de aceleración durante 6 minutos de marcha y 1 minuto de reposo se midieron mediante un acelerómetro. Uso de chaleco para el acelerómetro a 100Hz	El análisis de la marcha es una escala de evaluación cuantitativa y concisa para la gravedad de la ataxia cerebelosa
Chung et al., 2016	n=15		-	Stroke	Acelerómetro triaxial + CTSIB y BBS	Se examinó la correlación entre la evaluación BBS y las 6 condiciones de la evaluación CTSIB.	La aceleración en las direcciones izquierda-derecha y hacia adelante-hacia atrás en todas las condiciones de la evaluación CTSIB mostró una ↑ correlación significativa con la evaluación BBS.
Moe-Nilssen & Helbostad, 2002	23m; 13j	13m; 37j	± 72'5 ± 24'0	Adultos jóvenes vs Adultos mayores con déficit	Acelerómetro triaxial + Diferentes condiciones: vision (i), posición de los pies (ii), superficie (iii)	Acelerómetro sobre L3, los sujetos permanecen lo más quietos posibles durante 30s y en las distintas condiciones	Tras eliminar el componente de gravedad constante se revelaron diferencias de medias consistentes entre los grupos (P <0,0025), y también entre las condiciones (P <0,0005)

Corporaal et al., 2013	8	29	± 43 años	Esclerosis Múltiple (2'8 EDSS)	Dispositivo móvil SwayStar™ con dos giroscopios + EDSS, DHI	14 tareas estáticas durante 20s a una pierna o doble apoyo, y tareas de marcha. Las tareas se llevan a cabo en superficie firme o inestable. El dispositivo se usa a nivel de L3-L5.	↑ DHI ↑ EDSS ↑ déficit equilibrio. Los déficits de equilibrio en el equilibrio del tronco están altamente correlacionados con sus puntuaciones EDSS y DHI
Marchetti et al., 2013	GE=6 GC=31	GE=12 GC=53	GE=60'4 GC=47'4	Trastornos vestibulares	BAM: (1) superficie sólida, pies juntos, ojos abiertos y (2) ojos cerrados; (3) superficie de espuma, pies juntos, ojos abiertos y (4) ojos cerrados; (5) superficie sólida, tándem de pie, ojos abiertos y (6) ojos cerrados	Dos medidas de balanceo postural se tomaron a través de <i>posiciones sensoriales</i> (postura de la visión o superficie de la postura) y <i>posición motora</i> (pies juntos o en tándem)	Las puntuaciones superiores a 21,1 identificaron sujetos con trastornos vestibulares con una precisión del 72% de sensibilidad y un 68% de especificidad. El BAM muestra una buena y excelente confiabilidad para diferenciar a los sanos de los sujetos con trastornos vestibulares.
Kosse et al., 2015	a) n=22 b) n=15 c) n=23	a) n=26 años b) n=45 años c) n=65 años		Adultos sanos	iPod Touch + Tareas estáticas y marcha	Se valoró la marcha en condiciones de tarea única y doble, y mientras permanecían en posición paralela y semi-tándem con los ojos abiertos, los ojos cerrados y doble tarea.	El iPod Touch obtuvo medidas válidas y fiables de la marcha y el control postural en diferentes condiciones.
Del Din et al., 2015	GE=26 GC=31			Enfermedad de Parkinson	Acelerómetro triaxial + BMI, MMSE, MoCA, GDS, MFI, ABCs, MDS-UPDRS.	El control postural se midió con un acelerómetro en L5 durante 2 minutos. Se ajustaron los datos durante los primeros 30 s y los siguientes 90 s del ensayo.	Los resultados del PC cambiaron durante los 2 minutos, con el mayor cambio observado durante los primeros 30 segundos después de la estabilización del PC. Los cambios en el PC se redujeron en la PD en comparación con los controles.
Kasser et al., 2015	2	8	± 52 años	Esclerosis Múltiple	Acelerómetro triaxial + BESTest, MSWS-12, MSQOL-54, MFIS, ABC scale	10 semanas entrenamiento equilibrio, todo recogido por acelerómetro	La intervención se asocia con puntuaciones significativamente mejoradas en los componentes MSQOL-54, MFIS, MSWS-12 y Brief-BESTest.
Chiu et al., 2017	SCD n=25 Parkinson n=25 Sanos n=25			Inestabilidad crónica del tobillo (CAI)	Smartphone + Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)	Postura a una sola pierna durante 20 s con los ojos abiertos y los ojos cerrados con cada pierna. El dispositivo se coloca en el tobillo.	Diferencias significativas entre la pierna más sana y la pierna lesionada, y también entre las condiciones de los ojos abiertos y los ojos cerrados.
Hill, Stuart, Lord, Del Din, & Rochester, 2016	GE=9 GC=6	GE=3 GC=4	GE=67'5 años GC=62'5 años-	Enfermedad de Parkinson	Acelerómetro triaxial + (i) VISION-agudeza visual y sensibilidad de contraste; (ii) COGNICIÓN-VOSP, CLOX2, MoCA; (iii) ACCELEROMETRÍA	Control postural se midió con un acelerómetro en L5. Los participantes realizaron una postura estática durante 2 minutos	La sensibilidad al contraste, la capacidad visuo-espacial y el control postural se deterioraron significativamente en la PD.
Doherty et al., 2017	11	4	± 21'83 años	Traumatismo craneoencefálico leve	Tablet Android + SCAT3, BESS test	Realización de tareas BESS (bilateral, tándem y unilateral), basado en un sistema de puntuación de errores de equilibrio, medido con una unidad inercial en el sacro	Los pacientes con concusión presentaron una ↑ área de oscilación y ↑ volumen de oscilación. Los individuos con concusión muestran un ↑ de la oscilación de la postura. Esto permite diferenciar el grupo sano del grupo con concusión.

EM = Esclerosis múltiple; PD = enfermedad de Parkinson

PC = control postural

↑ = aumento; ↓ = disminución

eq. = equilibrio

plat. = plataforma

BP = bipodal; MP = monopodal; F = superficie foam; OE = ojos abiertos; CE = ojos cerrados

BAM = Medida de equilibrio acelerométrica

3. DISCUSIÓN

A pesar de que existen numerosos programas de entrenamiento para la mejora de la estabilidad postural y el equilibrio, encontramos la limitación de que no se puede cuantificar la carga de entrenamientos que suponen dichas intervenciones. Actualmente, la acelerometría mediante Smartphone permite cuantificar el grado de oscilaciones y es un instrumento presente en el día a día.

Las posibilidades de llevar a cabo esta cuantificación del equilibrio nos lleva a cuestionarnos varios parámetros como son la patología y el grado de afectación al que es sensible este tipo de instrumentos, el protocolo y utilización del instrumento, y los ejercicios con los que se han utilizado esta valoración.

3.1. Idoneidad de la acelerometría para la evaluación en poblaciones con déficit de equilibrio

Es importante no solo conocer la patología con la que se va a trabajar, sino ver si el uso del acelerómetro como instrumento de valoración de la estabilidad postural es útil y fiable de acuerdo a las características del paciente. Por tanto, previo a implementar su uso con Smartphones, es fundamental analizar la viabilidad de la acelerometría como herramienta que permita cuantificar el grado de control o estabilidad en la población de interés, en nuestro caso pacientes de EM u otros que presenten desórdenes motores que afecten a la estabilidad. Tras la presente revisión, se puede constatar que, la acelerometría permite el análisis de la estabilidad corporal y el equilibrio estático en poblaciones con déficit.

Tras la revisión realizada se observó que la acelerometría ha sido aplicada para la detección de déficit del equilibrio y la marcha en un total de 19 artículos. Las poblaciones patológicas abordadas son pacientes con trastornos vestibulares (Marchetti et al., 2013), traumatismo craneo encefálico (Doherty et al., 2017), e incluso con inestabilidad crónica de tobillo (Chiu et al., 2017). Asimismo, varios de ellos han abordado el análisis del equilibrio en diversas patologías como la enfermedad de Parkinson, Esclerosis Múltiple o accidentes cerebrovasculares. La mayoría de estos estudios tratan de cuantificar las diferencias entre estas poblaciones y otras sin patología para poder determinar con precisión el grado de deterioro de la estabilidad.

Es importante reseñar que, a través de la acelerometría, numerosos estudios tratan de identificar biomarcadores neurofisiológicos de la enfermedad. Así en el estudio de Similä et al. (2014) se registran la aceleración en las tareas y patrón de marcha a pacientes con signos neurológicos, mayores y adultossanos. En el estudio de Shirai et al. (2015) se evaluó en personas con degeneración espinocerebelosa (SCD) y enfermedad de Parkinson. Alberts et al. (2015) también analizó si una disminución de la estabilidad postural en la enfermedad de Parkinson y la Esclerosis múltiple. Badura (2015) comprobó que varios trastornos y enfermedades como la Enfermedad de Parkinson, Esclerosis Múltiple, enfermedades neurológicas y musculoesqueléticas, se acompañan de problemas de equilibrio. Del Din et al. (2015) y Hill, Stuart, Lord, Del Din, & Rochester (2016) también evalúan el control postural en personas con Enfermedad de Parkinson. Chung et al. (2016) analizan en su estudio, la correlación entre la evaluación BBS y la acelerometría en personas con accidente cerebro-vascular.

Dentro de estos estudios relacionados con enfermedades neurofisiológicas, hay diversos estudios que tratan sobre la patología que se busca tratar, la Esclerosis Múltiple. En sus estudios, Kasser et al. (2015) y Motl et al. (2013) observaron mediante la acelerometría las principales consecuencias de la Esclerosis Múltiple (EM) respecto al equilibrio y la marcha. Corporaal et al. (2013) comparan entre distintos niveles de EDSS en personas con Esclerosis Múltiple a través del grado de oscilación del tronco mediante este instrumento.

Dada la diversidad de poblaciones en la que se ha aplicado la acelerometría, parece plausible utilizar el móvil en un amplio espectro de individuos, desde poblaciones con déficit (esclerosis múltiple) hasta personas sin alteraciones del equilibrio.

3.2. Características de los protocolos posturográficos que utilizan la acelerometría

Para saber las posibilidades de implementación del Smartphone, necesitamos conocer las características de los protocolos. La mayoría de los estudios revisados siguen una metodología muy parecida en cuanto a protocolo de **utilización del instrumento**, especialmente en lo referente a su colocación, el procesado de los datos, la extracción de los datos, y el tiempo de medición de cada ensayo.

En la mayoría de los estudios se mide la aceleración lineal mediante un acelerómetro triaxial alámbricos como ocurre en el estudio de Moe-Nilssen & Helbostad (2002) y en el estudio Hill et al. (2016). O pueden ser inalámbricos como en el estudio de Del Din et al (2015) y el estudio de Saunders et al. (2015), presentando un dispositivo pequeño sin cableado externo. En el estudio de Rouis et al. (2014) se buscaba obtener resultados mediante un acelerómetro triaxial y una plataforma de fuerza. También existen ciertas evoluciones ya que, en numerosos casos, estos dispositivos han sido utilizados en conjunción de un giroscopio el cual proporciona información sobre velocidades angulares en distintos ejes. Este sensor que poseen los móviles inteligentes, puede ser útil para nuestro trabajo, como ocurre en el estudio de Corporaal et al. (2013) donde los movimientos del balanceo del tronco se midieron con un dispositivo SwayStar™, un sistema de acelerometría que contiene dos giroscopios digitales que registran velocidades angulares. Avanzando más en el desarrollo, hemos revisado un par de artículos que son capaces de implementar los acelerómetros en tecnología más asequible en la vida diaria, tales como el iPod y el Smartphone. En el estudio de Kosse et al. (2015) ya se utilizó como instrumento de medida un iPod Touch, un instrumento que tiene un sensor de aceleración triaxial incorporado. Para recopilar y almacenar los datos del acelerómetro, se instaló una aplicación personalizada 'iMoveDetection' en el iPod. El estudio de Alberts et al. (2015) tenía el fin de valorar la estabilidad postural del COG con iPad 2, el cual contiene sensores inerciales incorporados en la placa base.

La colocación de los dispositivos suele situarse sobre la región lumbar o el sacro, la colocación más común del dispositivo móvil se sitúa en L3-L5 donde se sitúa el centro de masas (Alberts et al., 2015; Corporaal et al., 2013; Del Din et al., 2015; Heebner et al., 2015; Hill et al., 2016; Kosse et al., 2015; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Rouis et al., 2014; Saunders et al., 2015). El móvil podemos colocarlo en la zona del sacro, en la parte superior de la pelvis a la altura de las espinas ilíacas postero-superiores. Para sujetarlo, diversos estudios utilizan una cinta elástica de fijación personalizado alrededor de la cintura (Alberts et al., 2015; Corporaal et al., 2013; Kosse et al., 2015; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Saunders et al., 2015), o con un brazalete de ejercicio (Chiu et al., 2017). También se ha observado el uso de un chaleco para la sujeción del dispositivo (Shirai et al., 2015). El dispositivo móvil lo colocan mirando hacia afuera, con la pantalla hacia delante (Alberts et al., 2015; Chiu et al., 2017).

La señal para tratar oscila entre unos valores de frecuencia de registro cercanos a 100 Hz (Alberts et al., 2015; Corporaal et al., 2013; Kosse et al., 2015; Shirai et al., 2015), pero hay otros estudios cuyo registro de datos se realiza a menor frecuencia, de 10-20 Hz (Chiu et al., 2017; Heebner et al., 2015). Los dispositivos móviles más avanzados suelen llegar a los 100 Hz sin problema, lo que parece indicar que el Smartphone es una herramienta que soporta la frecuencia necesaria para hacer una evaluación precisa. Si bien la mayoría de los estudios tratan la señal cruda, el estudio de Marchetti et al. (2013) filtró la señal mediante un filtro pasa bajo Butterworth con una frecuencia de corte de 1,25 Hz. Esto sugiere que la señal cruda es considerada mayoritariamente como una señal adecuada para la extracción de datos.

La duración de la medición suele moverse en rangos que oscilan entre 20 segundos hasta 2 minutos si lo que queremos es observar los efectos de la fatiga. En el estudio de Moe-Nilssen & Helbostad (2002) los sujetos estaban descalzos durante los ensayos y se les indicó que permanecieran lo más quietos posible durante 30 segundos. Se analizaron veinte segundos de medición, desechando 10. En el estudio de Chiu et al. (2017), se registran los datos del acelerómetro incorporado durante 20 segundos. Los participantes del estudio de Doherty et al. (2017) realizaron tres ensayos de 20 s para cada condición de prueba descalzo en una placa de fuerza. Cada ensayo del estudio de Marchetti et al. (2013) se componía de 70 segundos. En el estudio de Del Din et al. (2015) el control postural se midió durante 2 minutos. En el estudio de (Hill et al., 2016) las mediciones se registraron utilizando un método estandarizado realizando una postura estable durante 2 minutos. De todas las mediciones, suele realizarse un desecho de una parte inicial y final que pueden contaminar la medición. El móvil no plantea un límite en la duración del ensayo, sólo encontramos límites de acuerdo a la propia capacidad del teléfono, pero no depende del acelerómetro ni de la aplicación, sino de la memoria interna del dispositivo móvil.

En el estudio de Kosse et al. (2015), después de cada medición, los datos sin procesar se guardaron en el dispositivo y se envían a un servidor remoto a través de la comunicación WIFI. En el estudio de Doherty et al. (2017) los datos se enviaron de forma inalámbrica a través de un enlace Bluetooth a una tablet Android (AndroidOS: 4.3 (Jelly Bean) Aparato Android® v2.5.

Todas estas posibilidades de medición, colocación del instrumento, frecuencia de muestreo y tratamiento de los datos que hemos visto en los artículos, se pueden implementar en el Smartphone.

3.3. Dimensiones del equilibrio valoradas mediante acelerometría

Una vez comprendida la metodología del uso del acelerómetro, demos estudiar la batería disponible según los ejercicios que llevan a cabo en cada estudio, además de las condiciones del equilibrio que se valoran.

Por ello, debemos centrarnos en observar qué condiciones se manejan en la bibliografía y conocer cuáles son las dimensiones del equilibrio, con el fin de conocer qué tipo de ejercicios han sido valorados mediante la acelerometría, y si se pueden utilizar para implementar el dispositivo móvil. La mayoría de las tareas que se utilizan en el equilibrio estático son realizadas en bipedestación, con la que se busca valorar la estabilidad postural existiendo muchas variantes. Realizar dichas tareas con ojos abiertos, retan la estabilidad postural con privación sensorial (Chiu et al., 2017; Corporaal et al., 2013; Doherty et al., 2017; Eguchi & Takada, 2014; Heebner et al., 2015; Kasser et al., 2015; Kosse et al., 2015; Marchetti et al., 2013; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Rouis et al., 2014; Saunders et al., 2015). Numerosos estudios incrementan la dificultad de las tareas, disminuyendo la base de sustentación, pasando estas tareas a monopodal (Corporaal et al., 2013; Doherty et al., 2017; Eguchi & Takada, 2014; Heebner et al., 2015; Kosse et al., 2015; Marchetti et al., 2013). Incluso, encontramos estudios que introducen dificultad propioceptiva trabajando con superficies inestables como puede ser una esterilla deformable o una superficie de espuma (Corporaal et al., 2013; Kasser et al., 2015; Marchetti et al., 2013; Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Saunders et al., 2015). Estas condiciones que se cree que representan desafíos progresivamente más difíciles al sistema de control de equilibrio.

En base a todos estos estudios revisados, hemos comprobado una serie de tareas que pueden ser implementables, o se ha contactado la posibilidad de usar la acelerometría en estas tareas: (1) superficie sólida, pies juntos, ojos abiertos y (2) ojos cerrados; (3) superficie de espuma, pies juntos, ojos abiertos y (4) ojos cerrados; (5) superficie sólida, tándem de pie, ojos abiertos y (6) ojos cerrados (Marchetti et al., 2013).

En general, el principal uso que se le ha dado a la acelerometría es la cuantificación del grado de oscilación corporal para discriminar entre poblaciones sanas y no sanas. Y otros, lo han utilizado para intentar relacionar el acelerómetro con otros parámetros relacionados con el equilibrio tales como la marcha, cuestionarios o test funcionales, con el fin de sacar sus propias conclusiones observando otros aspectos secundarios que pueden afectar con ese déficit de equilibrio. Por lo tanto, cabe destacar otras posibles aplicaciones de la acelerometría. En el estudio de Motl et al. (2013), por ejemplo, los participantes completaron tres cuestionarios incluyendo una escala demográfica, PDDS y el MSWS-12, además de que fueron sometidos a un examen EDSS como medida clínica del estado de discapacidad. Los participantes completaron dos ensayos T25FW de acuerdo con las instrucciones estandarizadas. Los participantes completaron la prueba de 6MW, mientras llevaban una unidad metabólica portátil para medir el consumo minuto a minuto de O₂. Por lo tanto, se analizaron las puntuaciones de EDSS, PDDS y MSWS-12, T25FW y rendimiento de 6MW y costo de O₂ de caminar. A esto se le añade la subescala física del MSIS-29. El estudio de Badura (2015) consistía en pasar el BSS test de 7 actividades evaluado por una escala de 5 niveles, y medir la estabilidad de esas tareas mediante sensores inerciales. Las pruebas que se utilizan para la evaluación del equilibrio, son también el "timed up and go" - TUG y el Balance Evaluation Systems Test-BESTest. En el estudio de Kasser et al. (2015), el equilibrio se evaluó a través de la escala de confianza de equilibrio de actividades de 16 puntos específicos (escala ABC) con el acelerómetro. El Brief-BESTest es un examen de 10 minutos que representa un subconjunto de secciones del BESTest original. Las limitaciones de movilidad se evaluaron utilizando el MSWS-12. Las medidas relacionadas con la calidad de vida, el impacto de la fatiga y la actividad física para la calidad de vida relacionada con la salud se midió utilizando el cuestionario MSQOL-54. En el estudio de Chung et al. (2016) se trata de examinar la correlación entre la evaluación BBS y las 6 condiciones de la evaluación CTSIB en pacientes con Stroke, con el fin de valorar el equilibrio postural con un acelerómetro axial. En el estudio de Chiu et al. (2017) la inestabilidad del tobillo se presenta con una puntuación inferior a 27 puntos usando el CAIT y un acelerómetro. Esta herramienta es una escala de 30 puntos de 9 ítems para medir la gravedad de la inestabilidad crónica del tobillo.

Por tanto, los acelerómetros se presentan como un instrumento útil para discriminar entre distintas dimensiones de equilibrio, entre las que destacan los cambios en la base de sustentación, privación sensorial o introducción de dificultad propioceptiva.

3.4. Limitaciones

En la búsqueda bibliográfica encontramos muchas publicaciones, la mayoría entre los últimos cinco años. De ahí a que el acelerómetro se muestre como un instrumento muy novedoso.

La mayoría de todos los artículos encontrados, utiliza el acelerómetro de manera muy clínica, sobre todo, para valorar otros parámetros distintos a lo que nosotros buscamos. Sólo existen unos pocos estudios que evalúan la marcha y el control postural. Por lo tanto, se demuestra la evidencia de que el estudio de la acelerometría y su aplicación para cuantificar el equilibrio postural es un área emergente.

Así mismo, al igual que se ha avanzado en el desarrollo tecnológico y en el diseño de un acelerómetro más factible en su uso unido a la tecnología de los teléfonos inteligentes, existe una más que evidente falta de aplicaciones para el análisis de datos a tiempo real. Es decir, si bien es muy fácil encontrar aplicaciones que nos proporcionen información del estado de los sensores del móvil (acelerómetro, giróscopo, etc.) no hay aplicaciones expresamente diseñadas para el análisis de datos proveniente de dichos sensores.

3.5. Conclusiones

En base a la literatura revisada, la tecnología Smartphone parece sostenible para proporcionar una alternativa más precisa y eficiente, tanto en costos, en tiempo y recursos humanos, que permita una evaluación de la estabilidad en los pacientes con déficit de esta cualidad. Asimismo, dada su facilidad de uso podría ser una herramienta de autoevaluación sin limitación de tiempo o ubicación.

Además, se puede implementar en numerosos ejercicios, tales como tareas de equilibrio con privación sensorial, disminuyendo la base de sustentación y con una dificultad propioceptiva. Se ha usado con éxito para valorar la estabilidad postural en poblaciones muy heterogéneas desde sanos hasta personas con patologías con déficit de control postural, como es la Esclerosis Múltiple (EM). Además de que los Smartphone reúnen los requisitos técnicos como frecuencia de registro y posibilidades de colocación para desarrollar las mediciones. Por tanto, parece plausible, gracias a estos requisitos técnicos, que se puedan usar en una amplia variedad de ejercicios y de poblaciones.

La precisión, la portabilidad y la asequibilidad hacen que estos instrumentos presenten un método razonable para evaluar la estabilidad postural en entornos clínicos y de campo.

4. PROPUESTA DE INTERVENCIÓN

4.1. Participantes

Características: El *grupo control (CG)* debe presentar una cohorte similar al grupo experimental. Se ha comprobado que la Esclerosis Múltiple afecta a las mujeres en una proporción de 3:1 respecto a los hombres. Nuestra muestra del *grupo experimental (EG)* se mueve en un rango de 30-50 años de edad, ya que la enfermedad empieza a manifestarse a partir de los 30 años. Motl et al. (2013) utiliza para su estudio personas adultas con *esclerosis múltiple (MS)* de 49'5 años de media. En este trabajo se ha seleccionado 4 sujetos de 49'5 años de media para el CG y 4 sujetos de 49'5 años de media para el EG. 3 mujeres y 1 varón en ambos grupos.

Criterios de admisión: Para el *grupo experimental (EG)* un requisito fundamental es que sea paciente de esclerosis múltiple. El tipo de esclerosis múltiple es remitente-recurrente. Además, deben tener un estilo de vida activo. En este trabajo hemos seleccionado casi la totalidad de los sujetos con EDSS baja y con un estilo de vida activo para observar las diferencias y el rango de discriminación del acelerómetro con respecto al grupo control con una cohorte muy similar. También hemos escogido un sujeto con EDSS alta para ver las diferencias de lo ocurrido. Es necesario, que para estudios futuros se cree una batería de ejercicios de evaluación que sirvan tanto para EDSS bajas y altas, ya que realmente el objetivo del estudio es poder cuantificar el equilibrio moviéndose en todo el rango de EDSS.

Para el *grupo control (CG)* buscaremos personas sin ninguna patología, con un estilo de vida activo y con las características muy similares a la muestra, como, por ejemplo, la edad media y el género.

4.2. Instrumento

Para la valoración de estabilidad de tronco y equilibrio con acelerometría, utilizaremos un Smartphone, en el cual debemos tener instaladas dos aplicaciones, una aplicación de calibración y otra de acelerometría.

El modelo del Smartphone es un Xiaomi Mi5 de 3,00 GB de RAM y 32 GB de Memoria Interna, tiene un procesador Quad-Core Qualcomm Snapdragon 820 MSM8996.

En cuanto a las características del acelerómetro del Smartphone, se trata de un LSM6DS3 iNEMO, un sistema de acelerómetro digital 3D y giroscopio digital 3D. Con una salida estándar de interfaz digital I2C / SPI serial, que funciona a 0,9 mA en modo combinado Normal y 1,25 mA (hasta 1,6 kHz) en modo combinado de Alto Rendimiento. El dispositivo tiene un rango dinámico de aceleración a escala completa seleccionable por el usuario de $\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$ g y un rango de velocidad angular de $\pm 125/\pm 245/\pm 500/\pm 1000/\pm 2000$ dps. El LSM6DS3 se puede configurar para generar señales de interrupción mediante el reconocimiento de hardware de eventos de caída libre, orientación 6D, toque y doble toque de detección, actividad o inactividad, y eventos de despertador entre otros.

El protocolo de colocación y de utilización del acelerómetro lo podemos encontrar en el Anexo 6.2.

4.3. Tareas

Heebner et al. (2015) proponía una serie de tareas para medir el equilibrio estático, que es el que nosotros queremos valorar en nuestros sujetos. En este estudio también se utiliza un cinturón elástico a nivel de la zona sacra para sujetar el acelerómetro.

A raíz de este estudio, entre otros, hemos propuesto 5 tareas de equilibrio estático (EE), la cual tiene diferentes condiciones (Figura 2): bipodal (BP) con apoyo paralelo o posición de tándem (T), monopodal (MP); ojos abiertos (OE) u ojos cerrados (CE).

Todas las pruebas que tengamos que diferenciar entre hemisferios corporales, comenzaremos las mediciones valorando el hemisferio derecho y posteriormente, el izquierdo. El miembro dominante es el que se coloca delante, es el que estaremos midiendo en ese momento. Aquí podemos utilizar el contrabalanceo y comenzar en unos sujetos por un miembro, y con otros sujetos, el contrario. Seguirán todos los participantes el mismo orden según la dificultad y el nivel de la tarea de equilibrio.

Realizaremos 3 ensayos de 70 segundos por cada nivel, con 90 segundos de descanso entre ensayos.

Además, a la hora de transcribir los datos y darle nombre a cada ensayo, seguiremos la siguiente nomenclatura:

- a) **BIPODAL: EEB**
- b) **TANDEM-OJOS ABIERTOS: EET-OE_PD y EET-OE_PI**
- c) **TANDEM-OJOS CERRADOS: EET-CE_PD y EET-CE_PI**
- d) **MONOPODAL-OJOS ABIERTOS: EEM-OE_PD y EEM-OE_PI**
- e) **MONOPODAL-OJOS CERRADOS: EEM-CE_PD y EEM-CE_PI**

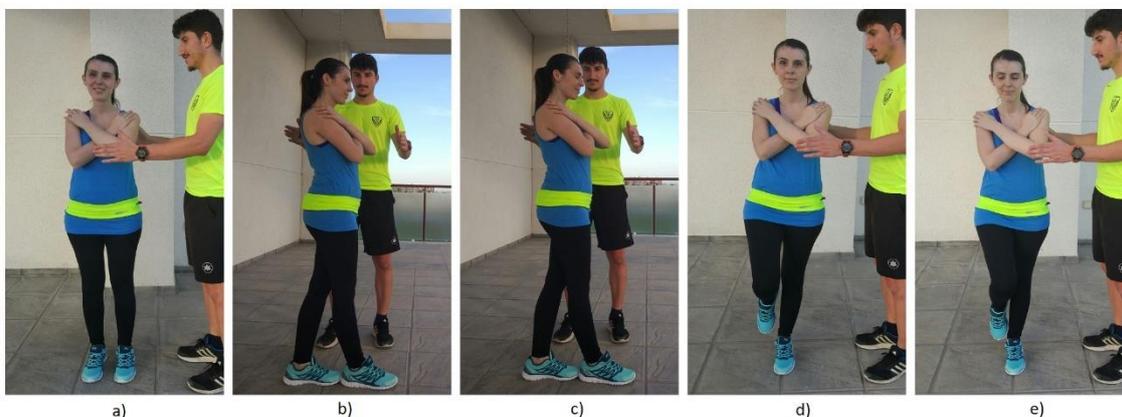


Figura 2. Progresión de equilibrio estático (EE). a) Bipodal (BP); b) Tándem con Ojos abiertos (OE); c) Tándem con Ojos cerrados (CE); d) Monopodal con Ojos abiertos (OE); y e) Monopodal con Ojos cerrados (CE).

4.4. Análisis de datos

Para el análisis de los datos, extrapolamos las medidas del 'Accelerometer Analyzer' del Smartphone a un ordenador donde utilizaremos la plataforma de *Excel*. Posteriormente se desecharán los 5 segundos iniciales y finales. Finalmente, para cuantificar el grado de dispersión de las oscilaciones posturales, se calculará la aceleración postural (A) como el promedio del módulo de la aceleración observada en los ejes corporales (Figura 3).

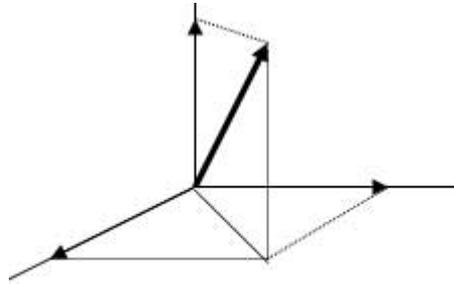

$$|\vec{A}| = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$$

Figura 3. Módulo del vector de aceleración en cada instante.



5. BIBLIOGRAFÍA

- Adlerton, A.-K., Moritz, U., & Moe-Nilssen, R. (2003). Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 8(4), 187–99.
- Alberts, J. L., Hirsch, J. R., Koop, M. M., Schindler, D. D., Kana, D. E., Linder, S. M., ... Thota, A. K. (2015). Using accelerometer and gyroscopic measures to quantify postural stability. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 578–588.
- Bachasson, D., Moraux, A., Ollivier, G., Decostre, V., Ledoux, I., Gidaro, T., ... Hogrel, J. Y. (2016). Relationship between muscle impairments, postural stability, and gait parameters assessed with lower-trunk accelerometry in myotonic dystrophy type 1. *Neuromuscular Disorders*, 26(7), 428–435.
- Badura, P. (2015). Accelerometric signals in automatic balance assessment. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 46, 169–177.
- Cattaneo, D., De Nuzzo, C., Fascia, T., Macalli, M., Pisoni, I., & Cardini, R. (2002). Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(6), 864–867.
- Chiu, Y. L., Tsai, Y. J., Lin, C. H., Hou, Y. R., & Sung, W. H. (2017). Evaluation of a smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 139, 191–195.
- Chung, J., Kim, S., & Yang, Y. (2016). Correlation between accelerometry and clinical balance testing in stroke. *The Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2260–2263.
- Corporaal, S. H. A., Gensicke, H., Kuhle, J., Kappos, L., Allum, J. H. J., & Yaldizli, Ö. (2013). Balance control in multiple sclerosis: Correlations of trunk sway during stance and gait tests with disease severity. *Gait and Posture*, 37(1), 55–60.
- Del Din, S., Godfrey, A., Coleman, S., Galna, B., Lord, S., & Rochester, L. (2015). Time-dependent changes in postural control in early Parkinson's disease: what are we missing? *Medical & Biological Engineering & Computing*, 54(JUNE), 401–410.
- Ditrendia. (2016). Informe Mobile en España y en el Mundo 2016, 86.
- Doheny, E. P., Walsh, C., Foran, T., Greene, B. R., Fan, C. W., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2013). Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. *Gait and Posture*, 38(4), 1021–1025.
- Doherty, C., Zhao, L., Ryan, J., Komaba, Y., Inomata, A., & Caulfield, B. (2017). Quantification of postural control deficits in patients with recent concussion: An inertial-sensor based approach. *Clinical Biomechanics*, 42, 79–84.
- Eguchi, R., & Takada, S. (2014). Usefulness of the tri-axial accelerometer for assessing balance function in children. *Pediatrics International*, 56(5), 753–758.
- Fernández, O., Fernández, V. E., & Guerrero, M. (2005). Esclerosis Múltiple, 1–9.
- Heebner, N. R., Akins, J. S., Lephart, S. M., & Sell, T. C. (2015). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait and Posture*, 41(2), 535–539.
- Hill, E., Stuart, S., Lord, S., Del Din, S., & Rochester, L. (2016). Vision, visuo-cognition and postural control in Parkinson's disease: An associative pilot study. *Gait and Posture*, 48, 74–76.

- Jacobs, J. V., & Kasser, S. L. (2012). Balance impairment in people with multiple sclerosis: Preliminary evidence for the Balance Evaluation Systems Test. *Gait and Posture*, *36*(3), 414–418.
- Kasser, S. L., Jacobs, J. V., Ford, M., & Tourville, T. W. (2015). Effects of balance-specific exercises on balance, physical activity and quality of life in adults with multiple sclerosis: a pilot investigation. *Disability and Rehabilitation*, *37*(24), 2238–2249.
- Kierkegaard, M., Lundberg, I. E., Olsson, T., Johansson, S., Ygberg, S., Opava, C., ... Piehl, F. (2016). High-intensity resistance training in multiple sclerosis - An exploratory study of effects on immune markers in blood and cerebrospinal fluid, and on mood, fatigue, health-related quality of life, muscle strength, walking and cognition. *Journal of the Neurological Sciences*, *362*, 251–257.
- King, L. A., Horak, F. B., Mancini, M., Pierce, D., Priest, K. C., Chesnutt, J., ... Chapman, J. C. (2014). Instrumenting the balance error scoring system for use with patients reporting persistent balance problems after mild traumatic brain injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *95*(2), 353–359.
- Kosse, N. M., Caljouw, S., Vervoort, D., Vuillerme, N., & Lamothe, C. J. C. (2015). Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. *Annals of Biomedical Engineering*, *43*(8), 1935–1946.
- Loprinzi, P. D., Smit, E., Lin, F. R., Gilham, B., & Ramulu, P. Y. (2013). Accelerometer-assessed physical activity and objectively determined dual sensory impairment in US adults. *Mayo Clinic Proceedings*, *88*(7), 690–696.
- Mabit, C., Tourne, Y., Besse, J. L., Bonnel, F., Toullec, E., Giraud, F., ... Genty, C. (2007). Chronic ankle instability. *Der Unfallchirurg*, *95*(7), 673–681.
- Mahad, D. H., Trapp, B. D., & Lassmann, H. (2015). Pathological mechanisms in progressive multiple sclerosis. *The Lancet Neurology*, *14*(2), 183–193.
- Marchetti, G. F., Bellanca, J., Whitney, S. L., Lin, J. C. C., Musolino, M. C., Furman, G. R., & Redfern, M. S. (2013). The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research: Equilibrium and Orientation*, *23*(4–5), 227–235.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait and Posture*, *16*(1), 60–68.
- Motl, R. W., Pilutti, L., Sandroff, B. M., Dlugonski, D., Sosnoff, J. J., & Pula, J. H. (2013). Accelerometry as a measure of walking behavior in multiple sclerosis. *Acta Neurologica Scandinavica*, *127*(6), 384–390.
- Organista-Sandoval, J., Salas, L. M., & Lavigne, G. (2013). El teléfono inteligente (smartphone) como herramienta pedagógica. Idioma: Spanish. *Apertura: Revista de Innovación Educativa*, *5*(1), 1.
- Ozinga, S. J., Linder, S. M., & Alberts, J. L. (2016). Use of mobile device accelerometry to enhance evaluation of postural instability in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- Rouis, a., Rezzoug, N., & Gorce, P. (2014). Validity of a low-cost wearable device for body sway parameter evaluation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *17*(sup1), 182–183.
- Saunders, N. W., Koutakis, P., Kloos, A. D., Kegelmeyer, D. A., Dicke, J. D., & Devor, S. T. (2015).

Reliability and validity of a wireless accelerometer for the assessment of postural sway. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(3), 159–163.

Shirai, S., Yabe, I., Matsushima, M., Ito, Y. M., Yoneyama, M., & Sasaki, H. (2015). Quantitative evaluation of gait ataxia by accelerometers. *Journal of the Neurological Sciences*, 358(1–2), 253–258.

Similä, H., Mäntyjärvi, J., Merilahti, J., Lindholm, M., & Ermes, M. (2014). Accelerometry-based berg balance scale score estimation. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(4), 1114–1121.



6. ANEXOS

6.1. DESCRIPCIÓN DEL CENTRO

Ubicación del centro y análisis del contexto socio-cultural

El centro donde se va a llevar a cabo la propuesta de innovación es en el **CENTRO DE INVESTIGACIÓN DEL DEPORTE (CID)**. Es un Instituto de Investigación perteneciente a la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH) en la provincia de Alicante, España. El Edificio CID, se encuentra en la Av. de la Universidad s/n (Figura 4).

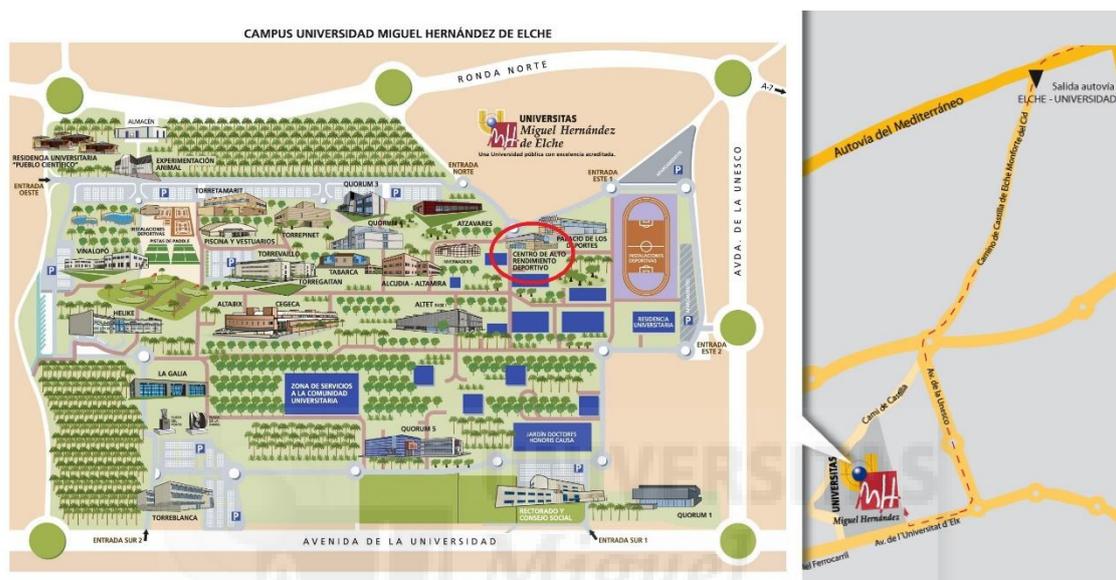


Figura 4. Localización de la Universidad Miguel Hernández de Elche (UMH)

En cuanto a la **naturaleza de la institución**, el CID se crea por aprobación del Consejo de Gobierno de la UMH. Es un centro universitario de actuación especializada dentro de la UMH, que deberá colaborar, en el ámbito que le es propio, con los Institutos, Facultades, Departamentos, Escuelas y demás Centros, vinculados o asociados a dicha Universidad, y con otras Universidades y organismos públicos de investigación.

Finalidades del centro y actividades que desarrolla. Organigrama del centro

Los objetivos generales del CID son: potenciar la docencia y la investigación en Ciencias del Deporte, y proyectar el conocimiento interdisciplinar que se caracteriza por la aplicación de los conceptos biológicos y comportamentales al estudio del movimiento humano.

El Centro tiene como finalidad el perfeccionamiento en las técnicas y conocimientos de ciencias del deporte, la formación de personal técnico especializado, la cooperación en la formación universitaria y el asesoramiento técnico a las Instituciones públicas y privadas. Además, la organización de cursos, seminarios, colaboración en programas de doctorado y cualquier otra actividad que contribuya a un mejor conocimiento y desarrollo de las ciencias del deporte, son algunas de sus funciones.

El CID se compone por Personal Investigador de plantilla, Personal Investigador contratado, Personal Investigador no doctor y por Personal Técnico, de administración y servicios.

El CID está compuesto por diversas categorías de Personal Investigador:

- a) **Investigadores de plantilla:** Científicos pertenecientes a la plantilla de Profesorado numerario de la UMH.
- b) **Investigadores contratados:** Científicos en posesión del título Doctor con un contrato administrativo o laboral con la UMH, o vía convenio con cualquier Centro de investigación público o privado.
- c) **Investigador no Doctor:** Científicos en formación que llevan a cabo labores de investigación en el CID con nivel académico de Profesor asociado o becario de investigación no doctor cuyo salario ha sido obtenido mediante oferta pública de empleo.
- d) **Personal técnico, de Administración y Servicios:** Personal adscrito al CID de forma temporal o indefinida y perteneciente a las escalas Técnica, Administrativa y Auxiliar de la plantilla de Personal de Administración y Servicios de la Universidad.
- e) También pertenecerá a esta categoría el personal de apoyo a la investigación contratado por el CID a este nivel y el incorporado al CID a través del oportuno convenio con cualquier otra entidad pública o privada.

Los Órganos de Gobierno y representación del CID se dividen en dos tipos:

- a) **Colegiados:** Junta del CID y Claustro Científico.
- b) **Personales:** Director y Secretario.

Instalaciones y recursos materiales disponibles

En cuanto a la **Organización y el Rendimiento** del centro, el CID está organizado en **Unidades de Investigación**. Las Unidades de Investigación están constituidas por Investigadores y becarios agrupados de acuerdo con las líneas de investigación.

Existe una Unidad de Servicios Técnicos, Científicos y Administrativos que agrupan al personal especializado responsable de los servicios del CID.

La **Unidad de Servicios Técnicos, científicos y administrativos**, tiene como principales funciones el mantenimiento y mejora de locales, instalaciones y equipos del CID así como la supervisión de la compra de los mismos. Dispone de un Taller mecánico y un Taller electrónico que se encargan de la gestión de pedidos y material de Almacén del CID y el mantenimiento de las técnicas científicas de uso común en el CID.

Los deportistas o usuarios que asisten al centro vienen determinados según el estudio que se esté llevando a cabo en esa Unidad de Investigación. Estos laboratorios marcan el desarrollo de varias líneas de investigación ya en marcha en los ámbitos de la biomecánica y la salud (grupo BIOME), el control y aprendizaje motor (grupo APCOM), el entrenamiento deportivo y la fisiología del ejercicio (grupo GIAFIS) y el análisis comportamental en actividad física y deportes (grupo GICOM).

Las Unidades y miembros que componen el CID son:

- a) **Unidad de Biomecánica y Salud (BIOME).**
 - Este laboratorio se centra en la *investigación* de la Valoración de la fuerza, la potencia y la función muscular, el Análisis biomecánico del movimiento, técnicas deportivas, manejo de cargas, etc., el Análisis biomecánico de materiales (calzado, equipamiento de fitness, etc.), y la Prescripción de programas de prevención de lesiones y readaptación funcional.
 - Los *recursos materiales* disponibles en este laboratorio son: la Fotogrametría 3D de alta velocidad, la Electromiografía (portable, telemétrica y sumergible), la Dinamometría (plataformas de fuerzas, dinamómetro isocinético y células de carga), la Goniometría electrónica, y la Acelerometría.

- Los *recursos personales* disponibles son: un Coordinador, un Equipo de investigación compuesto de un tutor, un ayudante y un asociado. A demás dispone de un personal de apoyo compuesto de dos becarios de investigación.

b) Unidad de Aprendizaje y Control Motor (APCOM).

- Este laboratorio se centra en la *investigación* de la Evaluación de la coordinación del movimiento humano, el Análisis de las estrategias de búsqueda visual aplicadas al deporte y a otras actividades cotidianas, los Programas de entrenamiento de la respuesta de reacción y la toma de decisiones, los Programas de entrenamiento de la técnica deportiva, y el Análisis de motricidad en personas con discapacidad.
- Los *recursos materiales* disponibles en este laboratorio son: el Polhemus Liberty® - Sensores electromagnéticos de posición, ASL Mobile Eye - Sistema de Seguimiento de la Mirada, Sistema de simulación por retroproyección, Registro de la respuesta de reacción, y Sistemas audiovisual para el registro de la precisión motora.
- Los *recursos personales* disponibles son: un Coordinador, un Equipo de investigación compuesto de un tutor, un ayudante y un doctor contratado. A demás dispone de un personal de apoyo compuesto de un becario de investigación y un técnico de investigación.

c) Unidad de Análisis y Optimización del entrenamiento (GIAFIS).

- Este laboratorio se centra en la *investigación* del Uso de nuevas tecnologías y tendencias aplicadas al Diseño de programas de entrenamiento individualizados, Optimización del rendimiento en diferentes disciplinas deportivas, Monitorización de la carga de entrenamiento y de su impacto, y Cuantificación proteica por ELISA.
- Los *recursos materiales* disponibles en este laboratorio son: el Ergómetro RUNMED Excite, Cicloergómetro BIKEMED Excite, Cicloergómetro MONARK 839 E, Analizador telemétricode gases (COSMED K4 -b2) con complemento ECG telemétrico (COSMED Tx12), Pulsómetros de gama alta, Analizadores portátiles de lactato (Lactate scout), Analizador portátil de glucemia, colesterolemia y trigliceridemia, Dinamometro isoinercial (T_FORCE), Plataforma de contactos ERGOJUMP SYSTEM, Tallímetro y balanza, Paquímetro y plicómetro, Bioimpedanciómetro, una Campana extractora de gases, Equipo semiautomático para cuantificación molecular como el Robot lavador de microplacas de ELISA, Lector de microplacas de ELISA con monocromador y rango UV, Microcentrífuga, Micropipetas, Agitadores, Balanzas de diferentes rangos de precisión, y pHmetro.
- Los *recursos personales* disponibles son: un Coordinador, un Equipo de investigación compuesto de dos ayudantes. A demás dispone de un personal de apoyo compuesto de un técnico de investigación.

d) Unidad de Análisis del Comportamiento en el Deporte (GICOM).

- Este laboratorio se centra en la *investigación* del Análisis de los procesos de enseñanza-aprendizaje en la actividad física y el deporte, el Estudio de los factores motivaciones contextuales y situacionales en la actividad físico-deportiva, Coaching en el deporte y Scouting en el deporte.
- Los *recursos materiales* disponibles en este laboratorio son: el Análisis audiovisual, el Sistema automatizado de capturas de imágenes, el Registro inmediato de las respuestas de los deportistas y el Software de análisis táctico.

- Los *recursos personales* disponibles son: un Coordinador, un Equipo de investigación compuesto de un tutor, un doctor contratado, dos ayudantes y un asociado.

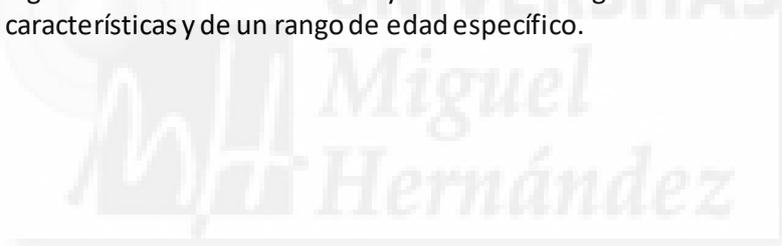
Todo Investigador de Plantilla tiene un espacio para realizar su investigación asignado por el CID.

Características de los deportistas/usuarios que asisten al centro

Los deportistas o usuarios que asisten al centro vienen determinados según el estudio que se esté llevando a cabo en esa Unidad de Investigación. Estos laboratorios marcan el desarrollo de varias líneas de investigación, como se ha explicado anteriormente.

Hay dos grupos principales de usuarios que asisten al centro. Por un lado, un grupo de deportistas de alto rendimiento que participan en los estudios enfocados a la mejora. Por ejemplo, de algún aspecto biomecánico de la técnica, mejora de alguna de las cualidades físicas o control motor, prescripción del entrenamiento o análisis del comportamiento. Y, por otro lado, un grupo más enfocado a la salud donde se trabaja las diferentes cualidades físicas, con el fin de mejorar la funcionalidad de las actividades de la vida diaria, incidir en la patología si la tienen, o el trabajo con las personas con discapacidad.

Todo esto provisto de los profesionales en cada una de las áreas de trabajo, con un nivel de recursos adecuado para la investigación, evaluación y el propio entrenamiento de los usuarios. Encontramos asistentes desde jóvenes deportistas hasta personas de la tercera edad, con y sin patologías. Dentro de cada estudio y área de investigación tendrán sujetos de unas determinadas características y de un rango de edad específico.



6.2. MÉTODO ACELERÓMETRO

Protocolo:

Se debe configurar la APP de 'Accelerometer Analyzer' que es la aplicación de acelerometría con la cual se van a realizar las pruebas de equilibrio estático a los sujetos. Se abre la aplicación, a la cual se le ordena anteriormente *_Quitar la Gravedad de la Tierra_*. Se seleccionan las unidades a las que queremos los datos, que son en m/s, y se selecciona medir los datos a una frecuencia de 50Hz, que es la frecuencia más común en la bibliografía. La medición constará de 70 segundos cada ensayo.

Una vez configurada la APP, se pasa a realizar el siguiente *PROTOCOLO* de medición:



1. Lo primero que realizamos fue la calibración del acelerómetro al iniciar la sesión por medio de 'Accelerometer calibration'.
2. Identificamos las espinas ilíaca postero-superiores de los sujetos y las marcamos como referencia donde irá posicionado el Smartphone (Figura 5).
3. Colocación del cinturón sin Smartphone en la zona marcada anteriormente.
4. Preparamos al sujeto, haciéndole consciente de la tarea que toca mientras inicializamos la APP para medir el acelerómetro.
5. Inicializamos la grabación en la APP, y a partir de este momento, contamos 20 segundos para colocar el móvil, de manera que la pantalla quede mirando hacia afuera y el altavoz de llamadas a la izquierda. Debemos ayudar a la persona a colocarse en la posición en la que desarrollará la tarea.
6. A los 15-17 segundos avisaremos al sujeto que lo vamos a soltar en 5 o 3 segundos, respectivamente. Una vez alcanzados los 20 segundos comienza el test y para identificar el comienzo le daremos un golpe al móvil.
7. El test tendrá una duración de 70 segundos, en ese momento volveremos a dar un golpe al móvil para identificar el final.
8. Por último, sacaremos el móvil del cinturón, pausamos la grabación y la enviamos o dejamos guardado en la APP los datos. Posteriormente, reiniciamos el protocolo desde el apartado 4.

Figura 5. L.A. King et al.

Resultados:

A raíz de la bibliografía revisada, se han encontrado diferentes condiciones (Figura 6) que se han llevado a cabo en la propuesta práctica. En ellos se encuentran modificaciones en las distintas condiciones que tienen que ver con la capacidad sensorial de la vista, la base de sustentación que varía, según si nos encontramos en bipodal, posición de tándem o monopodal.

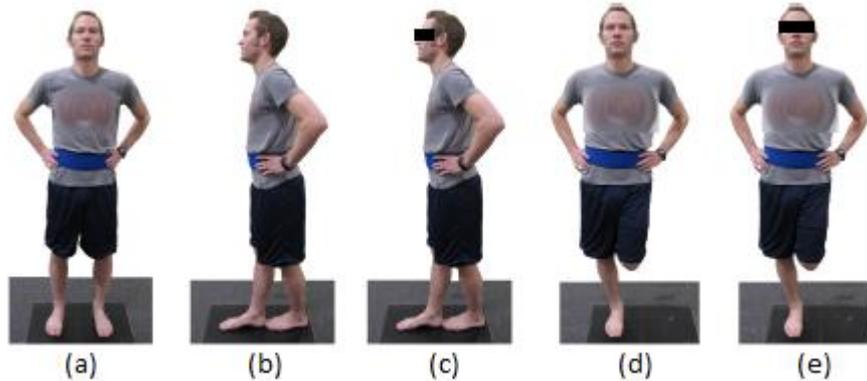


Figura 6. N.R. Heebner et al. / *Gait & Posture* (2014) 4

En otras ocasiones, se añade la condición de superficie inestable con una plataforma de foam (Figura 7). Estas son las condiciones que se pasarán a analizar con el Smartphone.

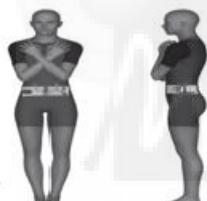
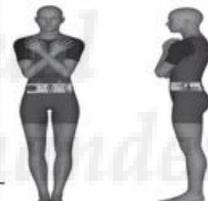
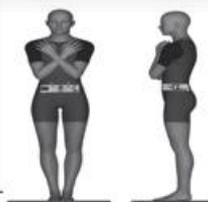
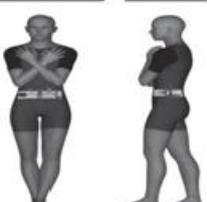
Condition	Pictures	Description	Condition	Pictures	Description
1		Eyes Open, Feet Together, Solid Support Surface	2		Eyes Closed, Feet Together, Solid Support Surface
3		Eyes Open, Feet together, Foam Support Surface	4		Eyes Closed, Feet together, Foam Support Surface
5		Eyes Open, Tandem Stance, Foam Support Surface	6		Eyes closed, Tandem Stance, Foam Support Surface

Figura 7. G.F. Marchetti et al. / *Test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the BAM*

Una vez llevado a cabo el registro de cada una de las condiciones con el Smartphone, y analizado los resultados que cada condición de cada sujeto nos muestra, se observa una muestra de datos del equilibrio en relación al centro de masas. Cabe la posibilidad de que los participantes con una patología asociada a ese déficit de equilibrio, muestre más oscilación que aquellos participantes sin ese déficit (Figura 8).

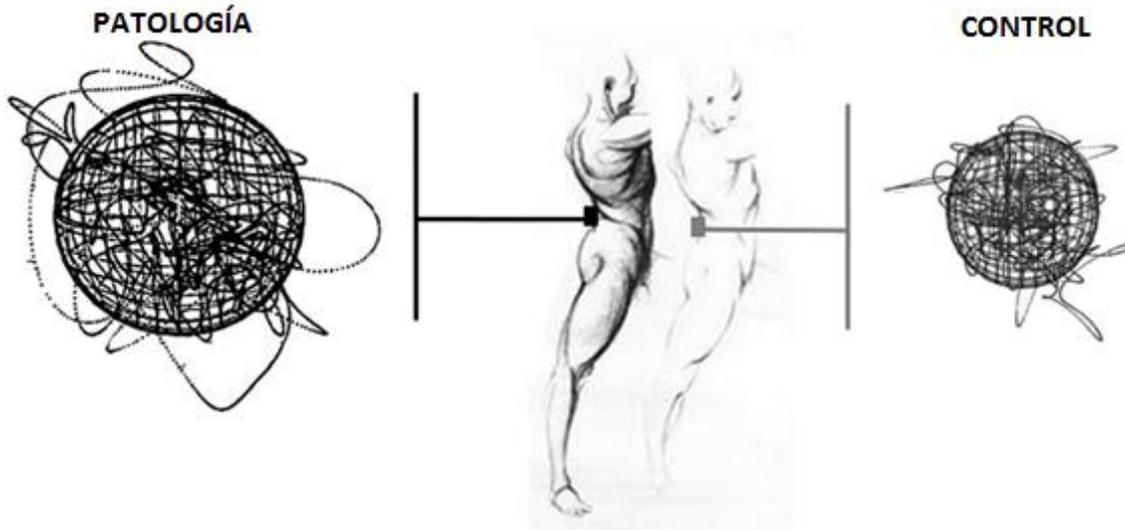


Figura 8. C. Doherty et al. / *Clinical Biomechanics* 42 (2017) 79–84

Además, es posible que el Smartphone colocado sobre diferentes participantes con distintos niveles de EDSS muestren diferencias en cuanto a esas oscilaciones. Existe la posibilidad de observar un aumento en el grado de oscilaciones conforme sube el nivel de EDSS, pronosticando un aumento del déficit de equilibrio (Figura 9).

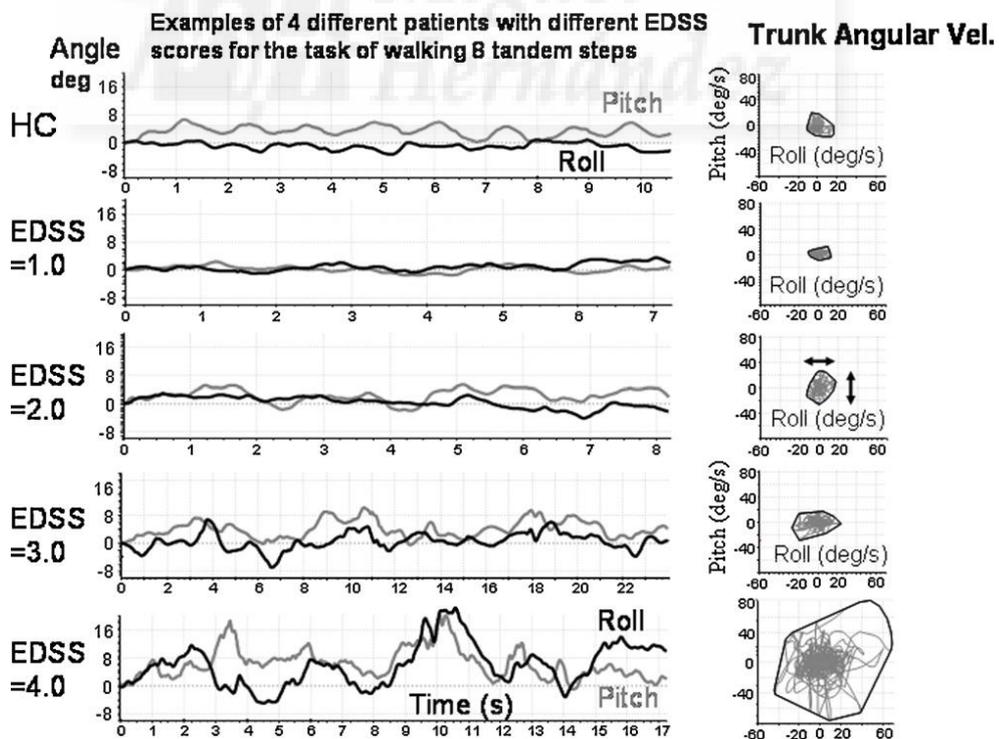


Figura 9. S.H.A. Corporaal et al. / *Gait & Posture* 37 (2013) 55–60