



## Pre-Fall – Sistema inteligente para la prevención y predicción de caídas

### E2.1 – Banco de pruebas (Informe)

Proyecto	Pre-Fall – Sistema inteligente para la prevención y predicción de caídas
Entregable	E2.1 – Banco de pruebas (Informe)
Fecha	30/10/2022

## Contenido

Contenido .....	1
Índice de figuras .....	3
Índice de Tablas.....	4
Resumen Ejecutivo.....	5
1 Clasificación de pruebas de la marcha humana utilizando sensores inerciales.....	6
2 Selección de la batería de pruebas .....	7
2.1 Revisión de pruebas realizadas y ubicación de sensores para evaluar riesgo de caída	7
2.1.1 Prueba 1: 10 meters walking test ( <i>Caminar 10 metros</i> ) .....	8
2.1.2 Prueba 2: Test de marcha humana ( <i>walking</i> ) .....	9
2.1.3 Prueba 3: Time Up and Go (TUG) .....	9
2.1.4 Prueba 4: De pie sin moverse ( <i>Quiet standing</i> ).....	9
2.1.5 Prueba 5: Five-Times Sit to Stand (FTSS).....	9
2.2 Validación de la prueba elegida .....	10
2.3 Revisión de variables significativas para evaluar riesgo de caída .....	11
2.4 Batería de pruebas seleccionada .....	11
3 Protocolo del banco de pruebas .....	13
3.1 Equipamiento .....	13
3.1.1 Laboratorio.....	13
3.1.2 Instrumentación .....	14
3.2 Personal.....	15
3.2.1 Auxiliares y Técnicos .....	15
3.2.2 Tipología de Pacientes.....	15
3.3 Descripción de la prueba.....	16
3.4 Metodología del registro de datos.....	16
3.4.1 Preparación (Paso 1) .....	17
3.4.2 Consentimiento (Paso 2) .....	17
3.4.3 Configuración del IMU y marcadores (Paso 3).....	18
3.4.4 Configuración de registro de MOCAP por marcadores reflectantes (Paso 4).....	21
3.4.5 Registro (Paso 5).....	23
3.4.6 Validación (Fase 6) .....	25
4 Conclusiones.....	28

5	Referencias.....	29
---	------------------	----

## Índice de figuras

Figura 1: Colocación inerciales (izq), modelo de marcha (centro), aplicación de informes de registros (derecha) .....	6
Figura 2: Vista superior del plano del laboratorio con la longitud de recorrido.....	13
Figura 3: Vista desde cada extremo de la superficie de caminata con accesorios de seguridad y cámaras .....	14
Figura 4: Proceso de registro y validación inicial de la batería de pruebas seleccionada .....	17
Figura 5: Código de función de calibración de sensores <i>MetamotionRL</i> ® para Magnetoscopio, Giroscopio y Acelerómetro. ....	19
Figura 6: Proceso de calibración del acelerómetro en sensor ActiSense® de WiseWare™ .....	19
Figura 7: Izquierda: Yaw (Eje Z), Pitch (Eje Y). Roll (Eje X). Derecha: inercial con ejes.....	20
Figura 8: Cámara OptiTrack Flex 3 (izq). Marcador reflectante Precision Spheres with 3M 7610 Reflective Tape and M4 Threads (derecha). ....	21
Figura 9: MotiveTrack® .....	22
Figura 10: Ejes laboratorio (izq.). Ejes IMU (derecha).....	23
Figura 11: Aplicación de registro de datos del IMU (IBC) .....	24
Figura 12: Fichero CSV de registro de captación de IMU (Extracto) .....	24
Figura 13: Cómo aparecen los marcadores de cuerpo rígido y los marcadores en un archivo CSV de Motive. ....	25
Figura 14: Aceleración Vertical – Eje Z (Arriba). Aceleración Antero-Posterior – Eje Y (Centro). Aceleración Lateral – Eje X (Abajo). ....	26
Figura 15: Registro de Aceleración lineal distribuida en 3 ejes del IMU.....	26

## Índice de Tablas

Tabla 1: Descripción de estudios de sujetos en riesgo o no de caída con inerciales .....	7
Tabla 2: Evaluación de variables en sensores inerciales, prueba, ubicación .....	8
Tabla 3: Porcentaje de ubicación de IMU en Paciente para evaluación de riesgo de caída (arriba) y pruebas más utilizadas en riesgo de caída (abajo) .....	10
Tabla 4: Categoría de variables utilizadas en estudios previos de riesgo de caída .....	11
Tabla 5: Batería de pruebas seleccionada .....	12
Tabla 6: Correspondencia ejes laboratorio con los del IMU .....	23
Tabla 7: Variables en la validación IMU-Mocap .....	27

## Resumen Ejecutivo

En este informe en la Sección 1 se realiza una revisión de referencias a estudios donde se han evaluado diversas baterías de pruebas, ubicación de IMUs y variables más importantes para evaluación de riesgo en caída.

En la Sección 2 se han identificado 5 baterías de pruebas y se ha justificado la validez de la prueba seleccionada.

En la Sección 3 se desarrolló el protocolo de batería de pruebas donde se establece el equipamiento, personal, tipo de prueba y una metodología para aplicación de este. Este protocolo formará parte del Plan de Registro de Datos desarrollado en el Entregable 2.3, y se despliegan aspectos de configuración de los sistemas de registro (IMUs, Cámaras, etc.), software de registro y prueba seleccionada. Además del acondicionamiento del laboratorio y preparación de los pacientes.

## 1 Clasificación de pruebas de la marcha humana utilizando sensores inerciales

La marcha humana [1] es una característica que está determinada por la combinación del peso, longitud de extremidades, calzado y postura, entre otras cosas. Lo que resulta un movimiento característico del cual se pueden obtener patrones que van cambiando a lo largo de la vida del paciente. Pero también puede verse modificado por accidentes, enfermedades como el Parkinson u otras enfermedades además del envejecimiento.

Las alteraciones de la marcha humana influyen determinadamente en la calidad de vida, restringiendo movimientos y originando discapacidades físicas de largo tiempo y permanentes. Estos trastornos de la marcha humana generan caídas y otros deterioros de los pacientes. Lo que supone una incidencia máxima en la salud general y calidad de vida.

Por estas causas, la evaluación de la marcha humana mediante pruebas permite diagnosticar con precisión y eficacia un gran número de problemas médicos.

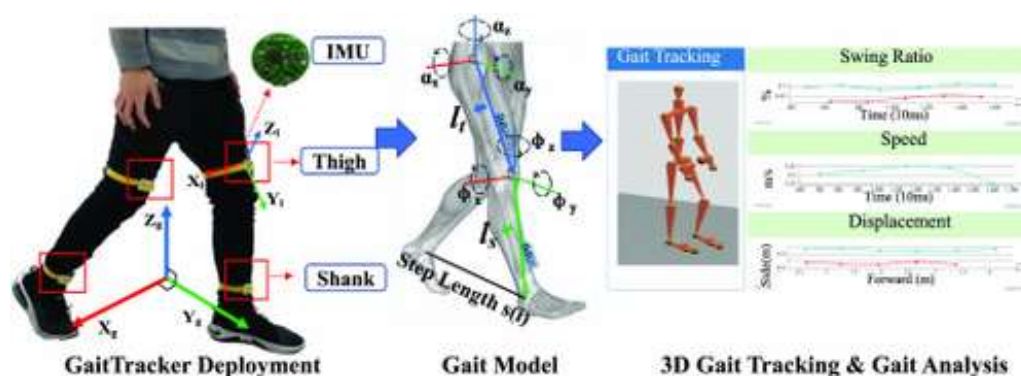


Figura 1: Colocación inerciales (izq), modelo de marcha (centro), aplicación de informes de registros (derecha)

A continuación, en esta Tarea 2.1 se va a detallar el proceso por el que se va a aplicar una batería de pruebas para registrar la marcha con el objetivo de evaluar el riesgo de caída. En dicha tarea también se realiza la selección de la prueba elegida de las que más se adecúen a la tipología de pacientes, facilidad de instalación de los sensores y nivel significativo para evaluar el riesgo de caída. Dichas pruebas se han elegido de la literatura de pruebas diagnósticas por su idoneidad en la aplicación de pacientes para la evaluación del riesgo de caídas.

La batería de pruebas se realizará con los pacientes en la Tarea 2.3 con el sensor inercial elegido en la Tarea 2.2.

A continuación, se identifican previamente 5 pruebas de las más importantes para evaluar riesgo de caída. Posteriormente, se justificará la selección de la batería de pruebas elegida.

## 2 Selección de la batería de pruebas

### 2.1 Revisión de pruebas realizadas y ubicación de sensores para evaluar riesgo de caída

Según Montesinos [2] en la Tabla 1 se muestra una comparativa de varios estudios de la caída en personas con y sin riesgo de caída mayores de 60 años y en el que se evaluó el riesgo de caída mediante sensores inerciales y la aplicación de unas pruebas anteriormente mencionadas en la Sección 1.

Autor, Año	Sujetos (con riesgo De caída)	Media edad	Tipo Sensor	de	Número de sensores	Ubicación	Test
Kokima, 2008 [3]	153 (22)	71	ACC <sup>1</sup>		1	Espalda baja <sup>2</sup>	<i>Walking</i>
O'Sullivan, 2009 [4]	17 (12)	77	ACC		1	Espalda baja	<i>Stand up</i>
Green, 2010 [5]	349 (207)	72.4	GYR <sup>3</sup>		2	Espinillas	TUG
Itoh, 2012 [6]	30 (7)	75	ACC+ GYR		1	Espalda baja	<i>Stand up</i>
Senden, 2012 [7]	100 (50)	76.5	ACC		1	Espalda baja	<i>Walking</i>
Doheny, 2013 [8]	39 (19)	71.5	ACC		2	Muslo, Esternón	5 times sit to stand test
Doi, 2013 [9]	73 (16)	80.7	ACC		2	Espalda baja, espalda alta	10m walk test
Weiss, 2013 [10]	71 (32)	78.4	ACC		1	Espalda baja	<i>Walking</i>
Cui, 2014 [11]	81 (39)	78.4	ACC		1	Espalda baja	<i>Walking</i>

Tabla 1: Descripción de estudios de sujetos en riesgo o no de caída con inerciales

Por lo que las pruebas de marcha con inerciales en espalda baja sería una buena opción para utilizarlo en evaluar el riesgo de caída.

No obstante, en la siguiente Tabla 2 extraída del estudio [2] se realiza una revisión de aquellas pruebas que pueden ser muy interesantes para evaluar variables (*features*<sup>4</sup>) para medir el riesgo

<sup>1</sup> ACC: Acelerómetro

<sup>2</sup> Región entre vértebras L3 y L5

<sup>3</sup> GYR: Giroscopio

<sup>4</sup> Features: características utilizadas para análisis estadísticos



de caída en personas que tienen tanto el riesgo como las que no. En este estudio (Tabla 2) se señalan los estudios [8] [5] [10] [7] [9].

Feature (units)	Author, Year	Task	Sensor location	Trend	Weight (%)	Non-Fallers			Fallers		
						N	Mean	SD	N	Mean	SD
Linear acceleration features											
ML RMS acceleration (g)	Doheny, 2012	Quiet standing (EO)	Lower back	-	50.7	21	0.03	0.01	19	0.03	0.01
	Greene, 2012	Quiet standing (EO)	Lower back	↑↑	49.3	55	0.04	0.01	65	0.06	0.03
	Doheny, 2012	Quiet standing (EC)	Lower back	↑↑	44.3	21	0.03	0.01	19	0.04	0.01
	Greene, 2012	Quiet standing (EC)	Lower back	↑	55.7	55	0.04	0.01	65	0.05	0.01
Spatial features											
Number of steps (steps)	Weiss, 2011	TUG (Walking)	Lower back	↑	43.6	18	10.61	1.80	23	11.52	1.82
	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↑↑	56.4	142	10.60	2.40	207	12.80	3.80
Step length (m)	Weiss, 2011	TUG (Walking)	Lower back	↓	49.8	18	0.56	0.08	23	0.53	0.08
	Senden, 2012	Walking	Lower back	↑↑	50.2	50	0.51	0.13	50	0.66	0.09
Temporal features											
Cadence (steps/min)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↓↓	50.2	142	108.00	19.30	207	99.20	19.30
	Senden, 2012	Walking	Lower back	↑↑	49.8	50	101.40	13.80	50	111.60	10.20
Gait speed (m/s)	Doi, 2013	10MWT	Lower back	↓↓	32.3	57	0.98	0.34	16	0.63	0.27
	Weiss, 2011	TUG (Walking)	Lower back	↓↓	34.1	18	0.68	0.10	23	0.60	0.09
	Senden, 2012	Walking	Lower back	↑↑	33.6	50	0.86	0.26	50	1.23	0.22
	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↑↑	26.5	142	0.60	0.10	207	0.70	0.10
Step time (s)	Weiss, 2011	TUG (Walking)	Lower back	↑↑	23.8	18	0.50	0.06	23	0.56	0.05
	Weiss, 2013	Walking	Lower back	↑↑	25	39	0.56	0.04	32	0.60	0.07
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	24.6	21	0.57	0.05	19	0.58	0.05
	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	-	71.1	142	0.80	0.20	207	0.80	0.10
Stance time (s)	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	28.9	21	0.68	0.10	19	0.70	0.08
	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	-	96.3	142	0.50	0.10	207	0.50	0.10
Swing time (s)	Doheny, 2012	Walking	Shins	↓	3.7	21	0.47	0.25	19	0.43	0.04
	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	-	51.6	142	1.20	0.20	207	1.20	0.20
Stride time (s)	Weiss, 2013	Walking	Lower back	↓↓	28.2	39	1.12	0.09	32	1.20	0.15
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	20.2	21	1.11	0.11	19	1.13	0.11
	Weiss, 2011	TUG	Lower back	↑↑	52	18	8.68	1.62	23	10.10	1.61
	Greene, 2010	TUG	Shins	↑↑	48	142	12.40	5.10	207	15.60	6.50
Single support time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	-	68.9	142	80.00	10.00	207	80.00	10.00
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↓↓	31.1	21	78.39	5.59	19	75.53	4.67
Double support time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↓↓	55.4	142	50.00	20.00	207	40.00	20.00
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↓	44.6	21	24.67	17.08	19	24.47	4.67
CV of step time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↑	43.3	142	40.30	22.90	207	42.00	21.00
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	56.7	21	4.92	4.39	19	6.20	8.18
CV of stance time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↓	65.6	142	45.00	20.40	207	43.30	19.30
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	34.4	21	6.03	8.67	19	7.40	10.16
CV of swing time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↓	43	142	31.00	22.00	207	28.10	19.90
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑↑	57	21	5.06	2.97	19	7.26	4.94
CV of stride time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↑	58.8	142	23.40	14.70	207	24.00	13.20
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	41.2	21	4.19	5.56	19	4.96	6.01
CV of single support time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↑	38.8	142	21.10	19.20	207	22.90	15.70
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	61.2	21	4.08	4.51	19	5.41	5.21
CV of double support time (%)	Greene, 2010	TUG (Walking)	Shins	↓	52.6	142	82.60	27.80	207	80.70	26.60
	Doheny, 2012	Walking	Shins	↑	47.4	21	10.02	9.61	19	16.54	12.39
Frequency features											
VT Harmonic ratio (n.u.)	Doi, 2013	10MWT	Lower back	↓↓	50.3	57	2.69	0.93	16	2.07	0.64
	Senden, 2012	Walking	Lower back	↑↑	49.7	50	2.18	1.09	50	3.09	1.25

EO: Eyes Open; EC: Eyes Closed; TUG: Timed Up and Go test; 10MWT: 10-Meters Walking Test

↓↓ (↑↑): significantly lower (higher) for subjects in the fallers (high-risk) subgroup

↓ (↑): lower (higher) for subjects in the fallers (high-risk) subgroup

-: No difference between subgroups

Tabla 2: Evaluación de variables en sensores inerciales, prueba, ubicación

Se establece un esquema de elección de categoría de variables, batería de pruebas y ubicación de sensor. Que comprende una triada que valora a lo largo de diversos estudios por idoneidad para utilizar con sensores inerciales para estudiar el riesgo de caída.

Con lo que basándonos en [12] donde en varios estudios analizados se utilizan una serie de pruebas para evaluación del riesgo de caída, y del que pasamos a identificar las más significativas.

### 2.1.1 Prueba 1: 10 meters walking test (Caminar 10 metros)

Se le indica al individuo que camine 10 metros a una velocidad cómoda en una trayectoria recta [3] [9]. Una práctica común es utilizar los 6 metros intermedios para permitir la aceleración y desaceleración.

### 2.1.2 Prueba 2: Test de marcha humana (*walking*)

Es una prueba muy común a la hora de evaluar la limitación funcional. Las pruebas más comunes son el del cálculo de la marcha normal (caminando) en distancias de 4 a 6 metros [13]. Estas pruebas se pueden acompañar de tareas en lo que se denominan *dual-task tests* que puede ser por ejemplo que cuente de uno hasta cien mientras el paciente está caminando. Esta prueba es utilizada tanto en el deterioro cognitivo como en el riesgo de caída. Una velocidad menor o igual a 0.8 m/s sería suficiente para detectar un riesgo de caída.

Este tipo de pruebas se puede clasificar de la siguiente manera [2]:

- 8 a 10 pasos en una trayectoria recta a velocidad máxima con comodidad
- 7 minutos a una velocidad elegida por el paciente alrededor de un circuito con dos partes rectas y dos curvas. El circuito tiene 12 metros de largo.
- 3 metros a una velocidad cómoda en una trayectoria recta
- 10 metros a un ritmo seleccionado por el paciente en una trayectoria recta y en el que tenga que pasar por encima 6 obstáculos separados por 1.5m
- 1 minuto o más realizando caminatas durante las actividades de la vida diaria
- 1 minuto bajo 3 condiciones diferentes: 1) caminata habitual; 2) caminata habitual con arnés; 3) una carrera de obstáculos caminando con arnés

### 2.1.3 Prueba 3: Time Up and Go (TUG)

La prueba TUG [14] está diseñada para cuantificar la movilidad y ha sido probado como buen predictor del estado de salud. El tiempo obtenido es determinante para saber qué riesgo de caída existe.

### 2.1.4 Prueba 4: De pie sin moverse (*Quiet standing*)

En esta prueba [6] [4] se le indica al individuo que se quede quieto durante:

- 30 segundos con ojos abiertos (EO<sup>5</sup>), ojos cerrados (EC<sup>6</sup>) y sobre colchoneta con ojos abiertos (MAT<sup>7</sup> EO) y cerrados (MAT EC)
- 40 segundos con los ojos abiertos (EO) en posición semi tándem y 30 segundos con los ojos cerrados (EC)

### 2.1.5 Prueba 5: Five-Times Sit to Stand (FTSS)

En esta prueba [8] se le indica a la persona que mantenga los brazos cruzados sobre el pecho durante la prueba y que se ponga de pie y se siente completamente hacia abajo cinco veces lo más rápido posible.

---

<sup>5</sup> Eyes Opened

<sup>6</sup> Eyes Closed

<sup>7</sup> Mat: esterilla o colchoneta.

## 2.2 Validación de la prueba elegida



En este estudio [12] se puede apreciar que existe que la elección de sensores inerciales y ubicación en espalda baja junto con pruebas de marcha, son significativos para evaluar el riesgo de caída.

Según las pruebas anteriores se elegirá por la cual sea adecuada al momento sanitario actual. Se debe tener en cuenta que por la Covid-19 los laboratorios clínicos han sido un problema a la hora de realizar determinadas pruebas y la disposición de pacientes para la realización de las pruebas fue limitada debido a razones médicas evidentes derivadas de la actual situación.

Según la revisión realizada por Howcroft [15] la **parte inferior de la espalda**, incluida la pelvis, el sacro, y las vértebras L3 a L5, **es la ubicación más común del sensor y fue la única ubicación en el 65%** de los estudios revisados sobre población geriátrica para evaluar riesgo de caída. Este sitio se aproxima a la ubicación del centro de masa y es aceptable para uso doméstico a largo plazo, con lo cual es bastante adecuado para PreFall.

También en dicho estudio se analizó los tipos de prueba más utilizado para evaluar el riesgo de caída. Se utilizaron varias actividades para sensores inerciales evaluación del riesgo de caídas. La **actividad evaluada con más frecuencia fue caminar en terreno llano (45%)**, seguido de *Time Up and Go* (TUG) (32.5%), transiciones de sentarse a levantarse (22.5 %), balanceo postural de pie (20 %), Prueba de paso alternante izquierda-derecha en el nivel suelo (15%) y caminar en suelo irregular (2.5%).

Muchos estudios utilizaron una combinación de actividades (20%). Para la marcha, la velocidad de marcha seleccionada por el sujeto fue evaluada en la mayoría de los estudios (66,7%), mientras que se evaluaron otras velocidades de marcha (lenta, rápida) en el 26,7 % de los estudios y se evaluó una velocidad determinada en un solo estudio.

Ubicación de IMU	Porcentaje más alto
Parte baja de la espalda: sacro, pelvis, vertebras L3 a L5	65%

Prueba	Porcentaje
Caminar	45%
TUG	32.5%
FTSS	22.5%
StandUp	20%
Otros	17.5%

Tabla 3: Porcentaje de ubicación de IMU en Paciente para evaluación de riesgo de caída (arriba) y pruebas más utilizadas en riesgo de caída (abajo)

## 2.3 Revisión de variables significativas para evaluar riesgo de caída

Las variables importantes o significativas para la evaluación de riesgo de caída se pueden categorizar de esta forma con el porcentaje de uso empleado para evaluar el riesgo de caída [15].

Categoría de variable	Porcentaje de uso para evaluar riesgo de caída
Posición y Ángulo.	7.7%
Velocidad angular	11.5%
Aceleración lineal	20%
Espaciales	3.8%
Temporales	23.1%
Energía	3.8%
Frecuencia	15.4%
Otras	14.6%

Tabla 4: Categoría de variables utilizadas en estudios previos de riesgo de caída

En un principio hay que tener en cuenta como categorías más importantes Variables Temporales, de Aceleración Lineal, Frecuencia y velocidad angular.

En [2] se analizaron varias combinaciones de sensores, pruebas y parámetros para evaluar el riesgo de caída para sujetos con y sin riesgo de caída. Proponiendo que una buena combinación sería atendiendo a la triada: variable a evaluar - prueba - ubicación de sensor inercial.

Dada la Tabla 3, se va a escoger la prueba de caminar y la ubicación en el sacro del IMU. Según la Tabla 4 las variables temporales y Aceleraciones Lineales son las más utilizadas. Para validación de registros se va a utilizar Aceleración Lineal ya que esta característica es también utilizada por la dinamometría del laboratorio [6].

## 2.4 Batería de pruebas seleccionada

Se tiene como parámetro que se elija una prueba que esté relacionada con la marcha humana, por lo que las pruebas 3, 4 y 5 al tener partes en estático, sin movimiento, no se podría medir el riesgo de caídas con la marcha humana de manera eficiente. Por lo que las pruebas 1 y 2 serían las primeramente seleccionables de las revisadas, pero optaremos por la **prueba 2** (*Walking*: caminar durante 8 metros aprox. durante un tiempo) y de la cual se muestra en Tabla 5. Se ha elegido por simplicidad y evaluar únicamente la marcha como se ha revisado en varios estudios. Asimismo, como valor añadido, también obtenemos las siguientes ventajas:

- Instalación del sensor inercial sin contacto. El auxiliar médico instala de forma sencilla la unidad inercial en la región sacral sin contacto físico.
- La asistencia del auxiliar es mínima e incluso inexistente. Ya que el auxiliar realiza indicaciones de sólo caminar o volver a todo lo más.
- Prueba válida y usable en la literatura para medir el riesgo de caída (*fall risk*).
- Prueba válida para usar con sensores inerciales y evaluar el riesgo de caída.

Por lo que la batería de pruebas seleccionada se muestra en la Tabla 5:

Batería de Pruebas	Distancia/ubicación	Tiempo	Ubicación Inercial	Tipo de sujetos	Sensores del IMU	Variables
Caminar (segmento de 8 metros ida y vuelta)	8 metros ida y vuelta / laboratorio	90 s	Espalda Baja (sacro)	Riesgo de caída y no riesgo de caída	Acelerómetro triaxial, Giroscopio triaxial, Magnetómetro triaxial	Posición y Ángulo. Aceleración lineal. Velocidad Angular Espacio Tiempo Frecuencia

Tabla 5: Batería de pruebas seleccionada

### 3 Protocolo del banco de pruebas

#### 3.1 Equipamiento

En la Figura 2 se puede observar el plano del laboratorio con la distancia de recorrido para el banco de pruebas. Asimismo, también se puede ver el laboratorio desde dos perspectivas en cada extremo en Figura 3. También se pueden ver la disposición de las cámaras *OptiTrack™* y algunos accesorios de seguridad, apoyo así como el pasillo de marcha.

##### 3.1.1 Laboratorio

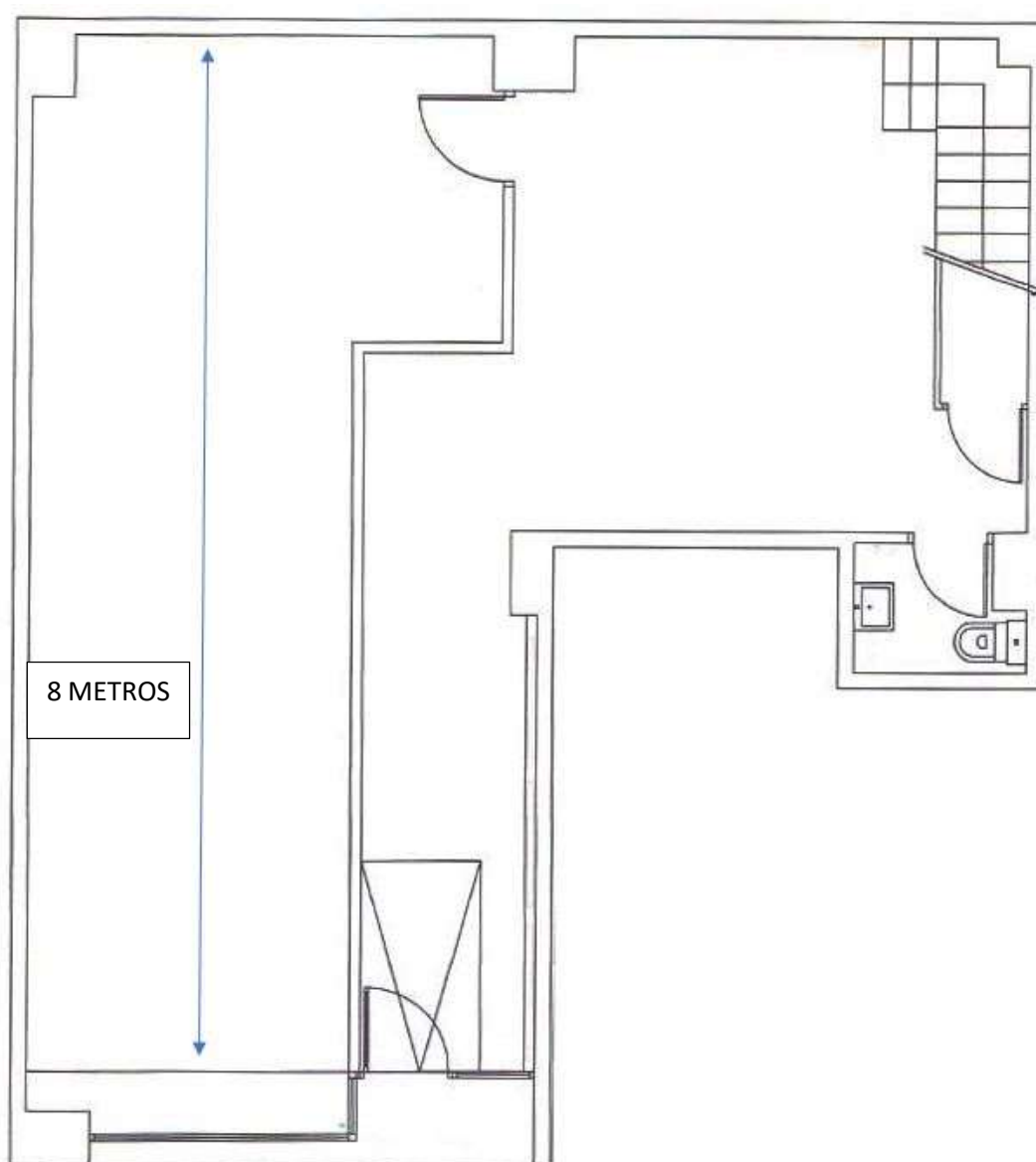


Figura 2: Vista superior del plano del laboratorio con la longitud de recorrido



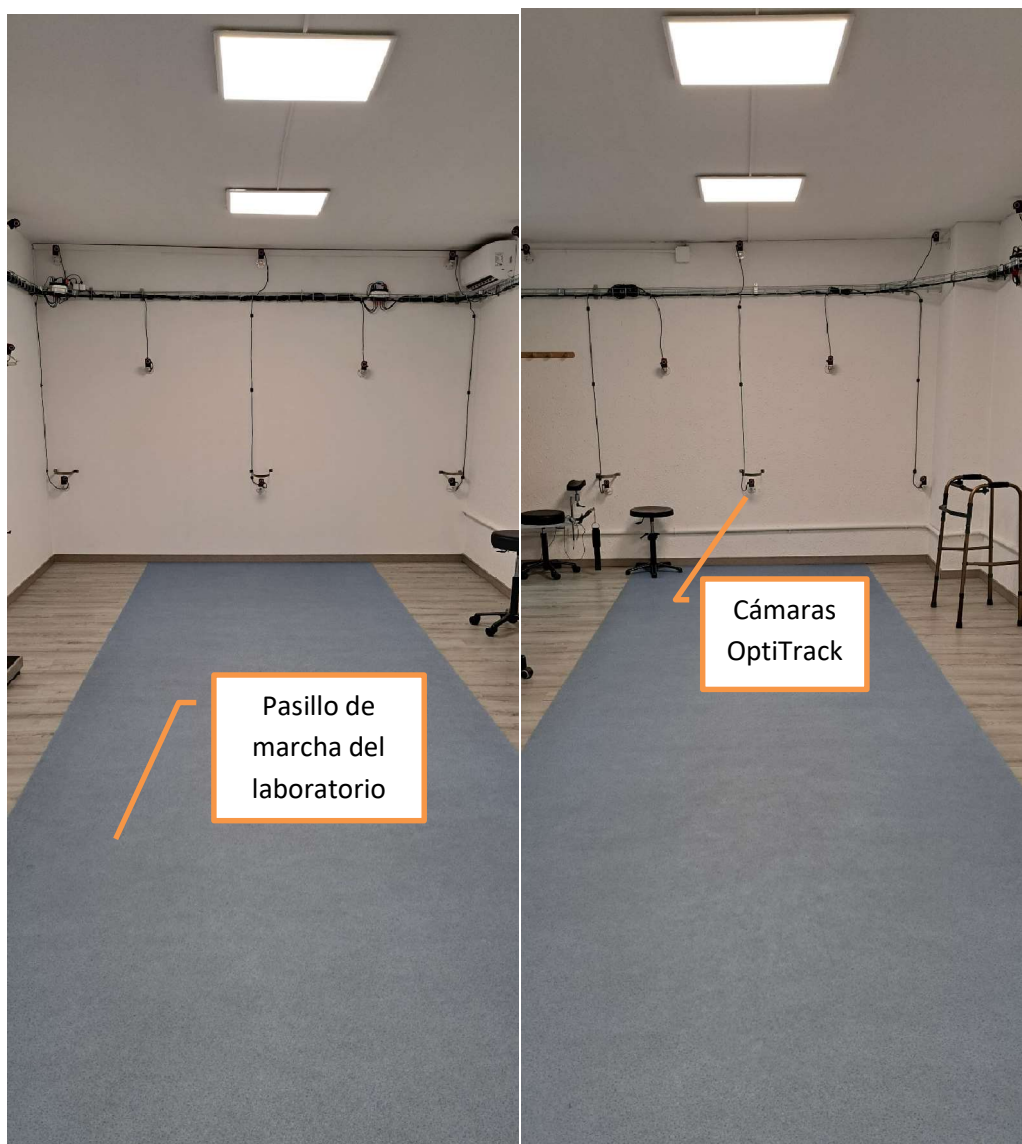


Figura 3: Vista desde cada extremo de la superficie de caminata con accesorios de seguridad y cámaras

### 3.1.2 Instrumentación

Instrumento	Ubicación	Descripción
Cronómetro	Auxiliar	Stopwatch aunque tanto las aplicaciones de registro como las cámaras MOCAP tienen temporizadores precisos.
Software Captación (Propietario de cada IMU)	Computador	Registro de datos cinemáticos (se detallará en Entregable 2.2)

Conos	Superficie de marcha	de	2 conos
Sillas	Superficie de marcha	de	1
Cinta marcadora	Superficie de marcha	de	8 metros
IMU	Región sacro		Se recogerán las medidas mediante los sensores de 9 grados de libertad 9DOF. Es decir del Acelerómetro ( $m/s^2$ ), Giroscopio ( $rad / s^2$ ) y magnetómetro (micro Teslas)
Marcadores retro-reflectantes	Región sacro		Registro óptico con marcadores reflectantes que es Gold Standard que validará los datos registrados con los IMUs
Cámaras Ópticas	Instalada en laboratorio	en	Para registrar los marcadores reflectantes y realizar el MOCAP
Software registro Cámaras (MotiveTrack)	Laboratorio		Software encargado de registrar los datos de fotogrametría.
Documentación de Consentimiento	Auxiliar		Aunque la prueba no representa ningún peligro para la salud del paciente ni de ningún profesional, se dispondrá de formularios de consentimiento por parte del paciente donde se le informará de la prueba.
Equipo PC para el laboratorio	Auxiliar		Computador con Windows 10 donde tiene instalado todo el software que utiliza el laboratorio y en los que están instalados todos los dispositivos.

## 3.2 Personal

### 3.2.1 Auxiliares y Técnicos

- **Auxiliares:** Será el personal capacitado para realizar los registros, instalar y configurar tanto inerciales como marcadores.
- **Técnicos:** Serán los dedicados a las tareas de validación de datos y a resolver los problemas técnicos de los dispositivos tanto software como hardware.

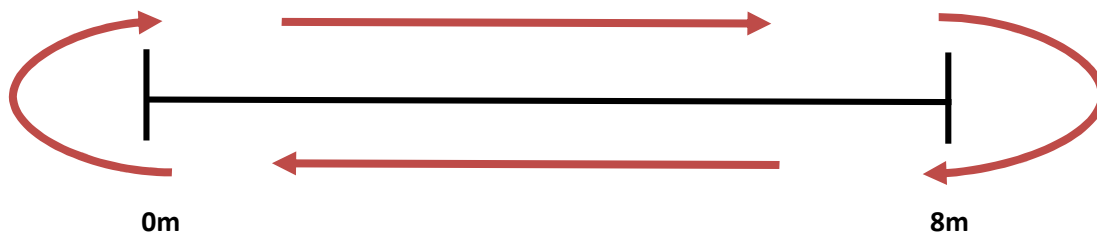
### 3.2.2 Tipología de Pacientes

Los criterios de inclusión consisten en adultos de 60 años o más, capaces de pararse y caminar de forma independiente con o sin ayudas para caminar, y que estén interesados en participar en el estudio. Se excluirán las personas que presenten deficiencias sensoriales graves (sordera o ceguera) o deficiencias cognitivas, que impidan la capacidad de comprensión de los cuestionarios y pruebas funcionales incluidas en el protocolo de cribado o *screening*.



### 3.3 Descripción de la prueba

El objetivo de la batería seleccionada en la Sección 2.3 se describe como la distancia que una persona puede confortablemente caminar a su velocidad de caminar usual. Una distancia de 8 metros es una distancia óptima [10] en el laboratorio y realizará un giro para volver y así sucesivamente durante 90 segundos.



### 3.4 Metodología del registro de datos

El proceso de captura para la batería de pruebas se realizará conforme a las fases y proceso esquematizado en Figura 4. En el proceso se identifican 5 fases en el desarrollo de las pruebas: Preparación, Consentimiento, Inerciales y Marcadores, Configuración MOCAP, Registro y Validación Inicial.

Dichas fases se establecerán en este entregable ya que son independientes del inercial (Tarea 2.2) y se va a emplear en la Tarea 2.3 de captura inicial de datos sobre sujetos reales.

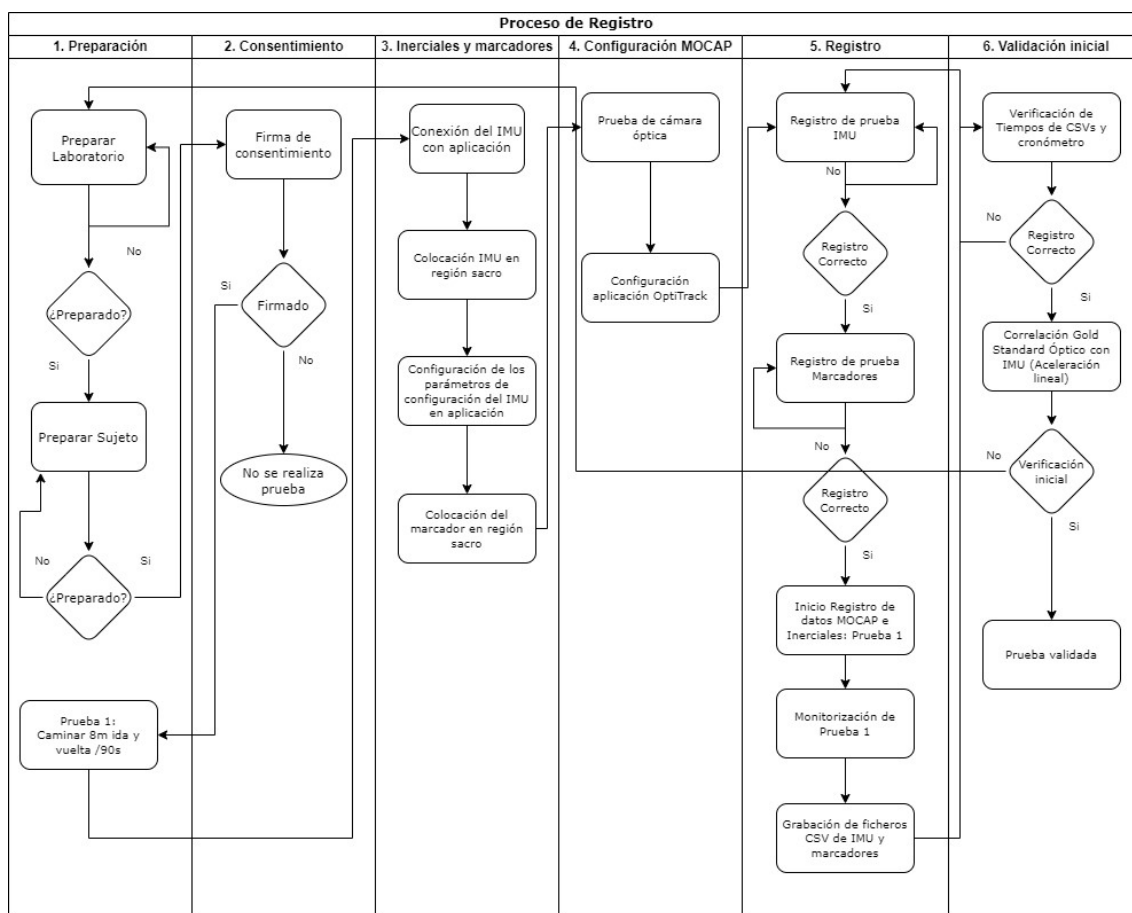


Figura 4: Proceso de registro y validación inicial de la batería de pruebas seleccionada

### 3.4.1 Preparación (Paso 1)

El técnico auxiliar del departamento de biomecánica identificará previamente el equipamiento necesario en el laboratorio, así como su funcionamiento durante la prueba. También se le explicará al paciente el procedimiento de la prueba y su función, incidiendo sobre la seguridad y confortabilidad del paciente.

### 3.4.2 Consentimiento (Paso 2)

Se estipula un tiempo de preparación del paciente en el que se firma el consentimiento escrito y se le explica en qué consiste la prueba, el tiempo y qué llevará puesto en la zona sacra. Siempre se buscará la comodidad y seguridad del paciente y se proporcionará las medidas como sillas u otros dispositivos de apoyo si necesitara ayuda mientras se realiza la prueba.

### 3.4.3 Configuración del IMU y marcadores (Paso 3)

#### 3.4.3.1 Configuración del dispositivo inercial (IMU Settings)

Se configurará mediante aplicación los siguientes parámetros del inercial:

Parámetro	Unidad/Resolución
Acelerómetro	m/s <sup>2</sup> +-4G
Giroscopio	Grados por segundo (dps) +-2000 dps
Magnetoscopio	microTeslas +-4000
Frecuencia Acelerómetro	100Hz / 0.01s
Frecuencia Giroscopio	100Hz / 0.01s
Frecuencia Magnetoscopio	100Hz / 0.01s
Filtro Kalman (Si estuviera disponible en IMU)	9DOF
Corrección Magnetoscopio	Precisa
Aceleración Lineal ( Si disponible)	Sí (m/s <sup>2</sup> )
Temperatura	No
Presión	No

#### 3.4.3.2 Métodos de calibración

A continuación, se calibrará los sensores acelerómetro, giroscopio y magnetómetro del IMU según los procedimientos a continuación.

##### 3.4.3.2.1 Métodos de Calibración Giroscopio

- **Calibración y umbral (*bias*<sup>8</sup>) de polarización del giroscopio:** Cuando el sensor está en reposo, los datos de salida del giroscopio deben estar cerca de 0. Los datos sin procesar del sensor del giroscopio tienen una polarización constante de un cierto valor. Esto está relacionado con la estructura mecánica del giroscopio MEMS, que puede cambiar ligeramente sus características dependiendo, p. sobre la temperatura ambiente. Hay dos formas de determinar el sesgo del giroscopio:
  - **Calibración automática:** si el sensor permanece inmóvil durante más de 7.5 s, la polarización del giroscopio se reajustará automáticamente.
  - **Calibración manual:** Para determinar el valor de sesgo manualmente, se debe aplicar el siguiente procedimiento de calibración que está integrado en el

<sup>8</sup> Bias: umbral. Término utilizado en estadística donde hay un valor límite.

software de registro. No todos los sensores tienen esta opción, con lo que la opción automática será la elegida en este supuesto. En la Figura 3 se muestra el código de la función de un API del Sensor *MetaMotionRL*® donde se configura la función de calibración altamente precisa.

```

31 # calibration handler fxn
32 def calibration_handler(ctx, pointer):
33     value = parse_value(pointer)
34     print("state: %s" % (value))
35     if (value.accelrometer == Const.SENSOR_FUSION_CALIBRATION_ACCURACY_HIGH and \
36         value.gyroscope == Const.SENSOR_FUSION_CALIBRATION_ACCURACY_HIGH and \
37         value.magnetometer == Const.SENSOR_FUSION_CALIBRATION_ACCURACY_HIGH):
38         # read
39         libmetawear.mbl_mw_sensor_fusion_read_calibration_data(device.board, None, fn_wrapper_01)
40     else:
41         sleep(1.0)
42         libmetawear.mbl_mw_datasignal_read(signal)

```

Figura 5: Código de función de calibración de sensores *MetamotionRL*® para Magnetoscopio, Giroscopio y Acelerómetro.

#### 3.4.3.2.2 Método de calibración del acelerómetro

El acelerómetro también tiene dos opciones principales de calibración:

- **Calibración manual con movimientos:** se realiza una secuencia de movimiento del sensor de tal forma que en cada posición permanezca 3 segundos según la Figura 2



Figura 6: Proceso de calibración del acelerómetro en sensor *ActiSense*® de *WiseWare*™

- **Calibración asistida mediante software:** cada sensor puede proveer un sistema que mediante software calibre el acelerómetro. Análogo en lo descrito en la Figura 3.

### 3.4.3.2.3 Método de calibración del magnetómetro

Durante el procedimiento de calibración del magnetómetro, se deben determinar varios parámetros sobre el entorno magnético cercano al sensor: polarización/ganancia del magnetómetro en los ejes X, Y, Z y longitud/dirección del vector del campo geomagnético local. En la mayoría de los entornos, el campo magnético terrestre está influenciado por fuentes de ruido electromagnético, como líneas eléctricas, metales, etc. Como resultado, el campo magnético se descentra y se deforma.

Igualmente, existirán dos formas dependiendo del tipo de sensor y utilidades que tenga:

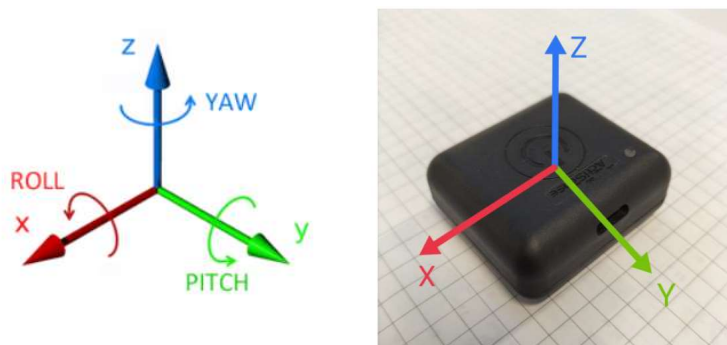


Figura 7: Izquierda: Yaw (Eje Z), Pitch (Eje Y). Roll (Eje X). Derecha: inercial con ejes

- **Calibración manual:**

#### Pasos para calibrar el magnetómetro

- Paso 1: Girar el sensor alrededor de su eje YAW durante 2 o 3 rotaciones.
- Paso 2: Girar el sensor alrededor de su eje PITCH durante 2 o 3 rotaciones.
- Paso 3: Girar el sensor alrededor de su eje ROLL durante 2 o 3 rotaciones.
- Paso 4: Girar el sensor de forma aleatoria para adquirir tantos datos como sea posible desde diferentes direcciones.
- Paso 5: Después de unos 10 segundos el dispositivo se calibrará

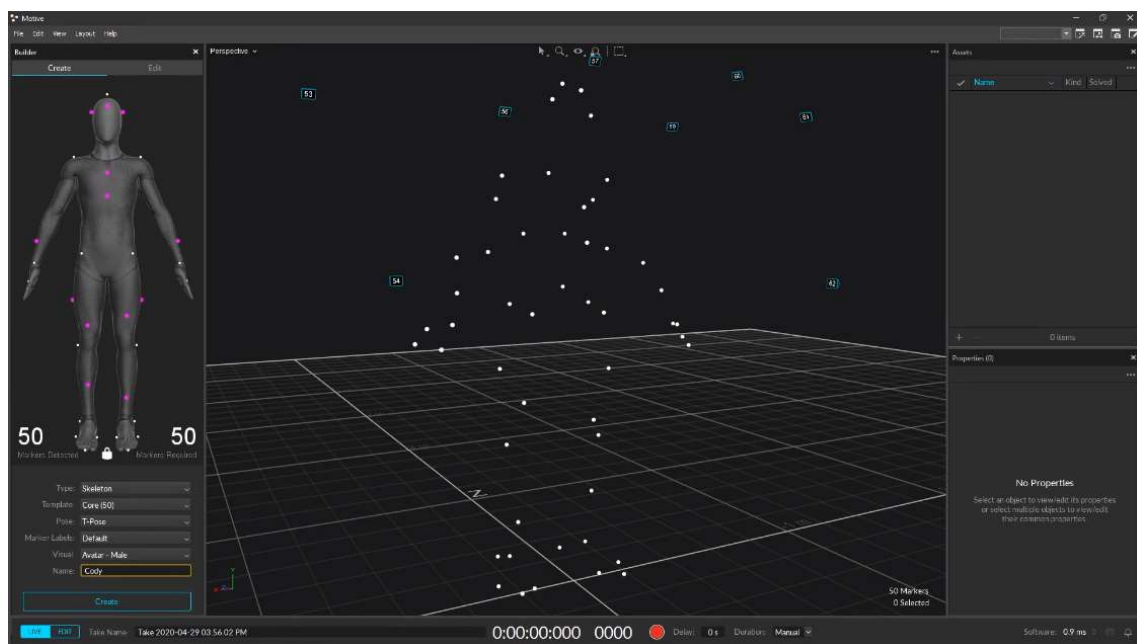
- **Calibración asistida mediante software:** cada sensor puede proveer un sistema que mediante software calibración del magnetómetro. Análogo en lo descrito en la Figura 3

### 3.4.4 Configuración de registro de MOCAP por marcadores reflectantes (Paso 4)

El laboratorio consta de un sistema de captura del movimiento (fotogrametría) con **31** cámaras (Figura 8) Flex 3 OptiTrack™<sup>9</sup> (640 x 480 a 100 FPS), operadas por el software Motive® Software<sup>10</sup> (Figura 9).



Figura 8: Cámara OptiTrack Flex 3 (izq). Marcador reflectante Precision Spheres with 3M 7610 Reflective Tape and M4 Threads (derecha).



<sup>9</sup> <https://optitrack.com/cameras/flex-3/>

<sup>10</sup> <https://optitrack.com/software/motive/specs.html?versions=427&617&606&408&621>

Figura 9: MotiveTrack®

Aparte se utilizaron marcadores reflectantes M4 de 12.7 mm de *Precision Spheres*™<sup>11</sup> (Figura 8).

Las cámaras *OptiTrack*™ rastrean los marcadores retro-reflectantes. La luz infrarroja (IR) emitida por la cámara es reflejada por los marcadores pasivos y detectada por el sensor de la cámara. A continuación, se calcula la posición del marcador en 2D, que es utilizada por Motive para reconstruir la posición en 3D.

Las cámaras *OptiTrack*™+ Motive ofrecen el mejor sistema de seguimiento de personas y objetos en tiempo real disponible en la actualidad.

La fotogrametría es considerada el **gold standard** [16] en la medición del movimiento humano.

El análisis biomecánico se realiza con el programa *Visual3D*® de *C-Motion*™<sup>12</sup>, programa para el cálculo de parámetros biomecánicos posteriores.

#### 3.4.4.1 Calibración

La calibración es esencial para los sistemas de captura de movimiento óptico de alta calidad. Durante la calibración, el sistema calcula la posición y la orientación de cada cámara y la cantidad de distorsiones en las imágenes capturadas, y se utilizan para construir un volumen de captura 3D en Motive. Esto se hace observando imágenes 2D de múltiples cámaras sincronizadas y asociando la posición de marcadores de calibración conocidos de cada cámara a través de la triangulación.

Pasos de calibración se utilizará el propio software Motive:

- Preparar y optimizar el volumen de captura para configurar un sistema de captura de movimiento.
- Aplicar máscaras para ignorar los reflejos existentes en la vista de la cámara.
- Recopilar muestras de calibración a través del proceso integrado en la aplicación.
- Revisar el resultado dado por el asistente y aplicar la calibración.
- Configurar el plano de tierra para completar la calibración del sistema.

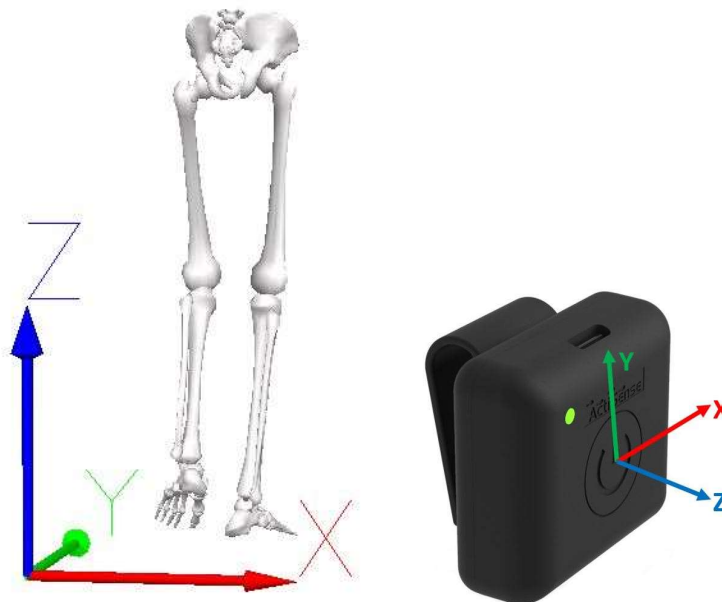
Eje Laboratorio	Eje IMU
Z	Y
Y	Z
X	X

<sup>11</sup> <https://mocapfactory.co.uk/collections/m3-markers/products/m4markers2>

<sup>12</sup> <https://www.c-motion.com>

**Tabla 6: Correspondencia ejes laboratorio con los del IMU**

Aparte, se obtienen los ejes del laboratorio para la fotogrametría y el IMU mostrados en Figura 10. Por lo que la conversión de ejes debe ser la mostrada en Tabla 5.



**Figura 10: Ejes laboratorio (izq.). Ejes IMU (derecha)**

### 3.4.5 Registro (Paso 5)

#### 3.4.5.1 Aplicación de registro IMU

En la Figura 8 se ve una captura de la herramienta de registro donde se capta la señal de los sensores.



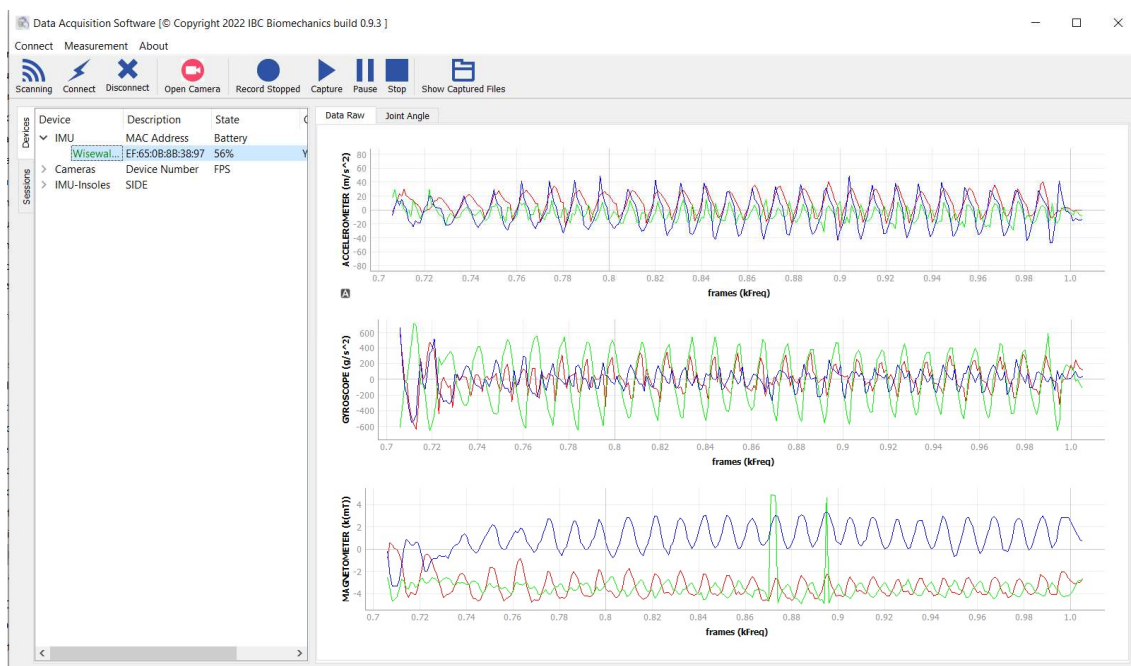


Figura 11: Aplicación de registro de datos del IMU (IBC)

Asimismo, el registro se realiza en fichero separado por espacios (CSV) con la siguiente muestra:

```
1 -0.0 0 0.32971467524099995 -9.3020330620505 -3.0693453495995 -0.32702464 0.87711793 0.3819012 -6.43006015 -24.46652995 -63.05173074 0.0334690177185 0.0014769795565 -0.017631179902
1 0.01 1 0.352788742026 -9.304414776628995 -3.069272606209994 -0.1330931 0.75385839 0.5401746 -6.32394339 -24.05728294 -62.40865326 0.00935501647 0.0031156707715 -0.0169306908925
1 0.02 2 0.36714253949799996 -9.28200707171499 -3.068186972199995 -0.15161984 0.60158575 0.46598202 -6.28471184 -23.61882401 -63.02250671 -0.005318146294999999 -0.019383628256999998 -0.017846533936
1 0.03 3 0.38579531253349995 -9.287361320269995 -3.0432615079614997 -0.04674192 0.27759352 0.40723187 -7.04472351 -23.56036106 -63.22712708 -0.024352276677999997 -0.034005564133499996 -0.04286153072059995
1 0.04 4 0.38447147844699997 -9.279192661228 -3.0371659111809995 -0.26033053 0.29727489 0.33403972 -7.01549244 -23.94036865 -63.08097076 -0.023514287303499998 -0.022105856230499998 -0.049243308443000004
1 0.05 5 0.36647068590649995 -9.279031930234499 -3.0275366427529997 -0.1026179 0.13988435 0.50850028 -6.89856768 -24.20344925 -63.11020279 -0.0061286659175 -0.022197940673999998 -0.0591536147335
1 0.06 6 0.380109157198 -9.297923636927498 -3.0451480132219997 -0.42309672 0.4131391 0.63291836 -6.89856768 -24.20344925 -63.11020279 -0.0282605097705 -0.0032791476269999997 -0.0416797334975
1 0.07 7 0.3697772099665 -9.2873001815735 -3.055336989609 -0.70499468 0.67375278 0.45946435 -6.54779291 -24.49576187 -63.19788505 -0.008642992811 -0.0038730383509999996 -0.031424338516
1 0.08 8 0.37063351076499995 -9.309107683221499 -3.0643363910774997 -0.82986122 0.641357 0.40349057 -6.92779875 -23.56036106 -62.61326981 -0.010804280504499999 0.008330945308 -0.023782695314
1 0.09 9 0.36222823104999996 -9.297263767449 -3.0690564297689997 -1.05986023 0.74754113 0.2618117 -6.46009922 -23.79421234 -62.08710861 -0.002537764887 -0.003020644333 -0.020555249459
```

Figura 12: Fichero CSV de registro de captación de IMU (Extracto)

El fichero estará completamente identificado con el paciente y almacenado en un servicio de bases de datos que cumple la normativa en cuanto a LOPD.

### 3.4.5.2 Registro de MOCAP de dinamometría

En el archivo CSV, los marcadores de cuerpo rígido tienen una columna de marcador físico y una columna de restricciones de marcador. Tienen casi la misma identificación, pero se distinguen por los primeros 8 caracteres como identificables de forma única.

Cuando se ocluye un marcador en Motive, Marker Constraints mostrará la última posición conocida donde cree que debería estar el marcador en el archivo CSV. El marcador físico real mostrará una celda en blanco o un valor nulo, ya que Motive no puede dar cuenta de su ubicación real debido a su oclusión.

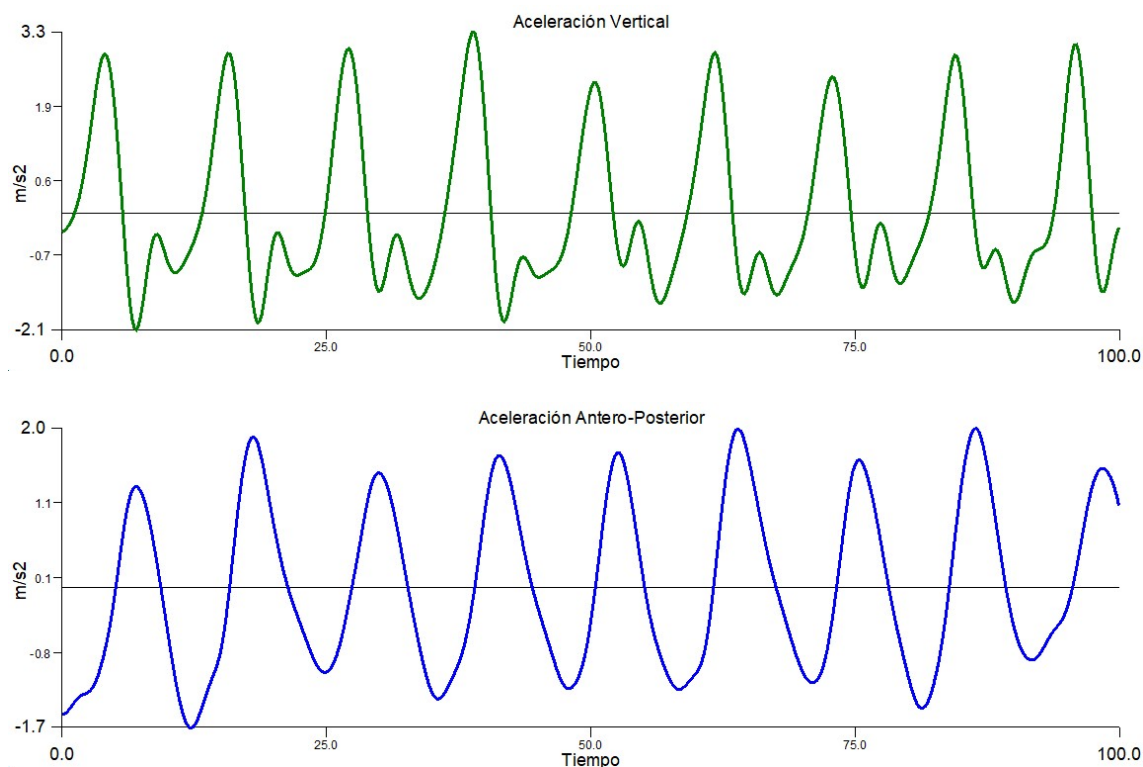
[illegible]

**Figura 13: Cómo aparecen los marcadores de cuerpo rígido y los marcadores en un archivo CSV de Motive.**

### 3.4.6 Validación (Fase 6)

Para establecer la validez del IMU, se va a comprar la cinemática del sensor con la del MOCAP estableciendo el valor de Aceleración lineal (X, Y, Z) registrado con los marcadores reflectantes y el IMU ubicados en el sacro.

Básicamente tomamos la aceleración lineal distribuida como aceleración vertical, antero-posterior y lateral tal y como se ve en la Figura 10 tomada del MOCAP.



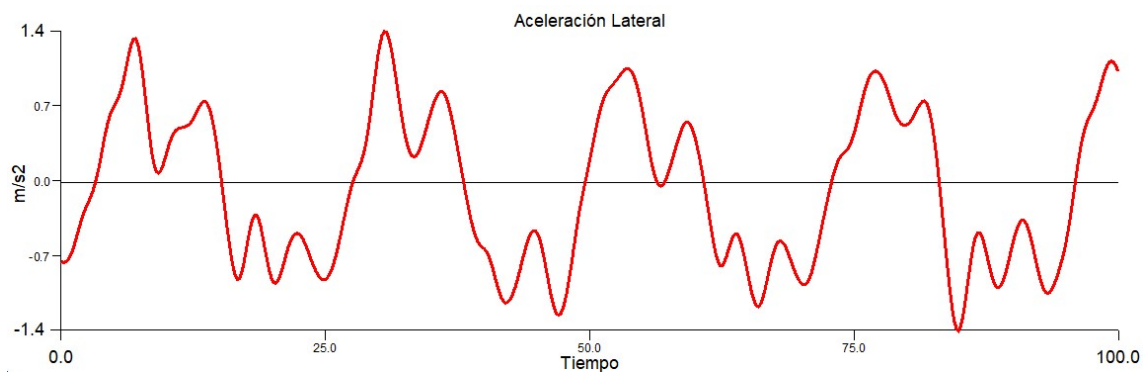


Figura 14: Aceleración Vertical – Eje Z (Arriba). Aceleración Antero-Posterior – Eje Y (Centro). Aceleración Lateral – Eje X (Abajo).

Y la que se realizó con el IMU en Figura 11:

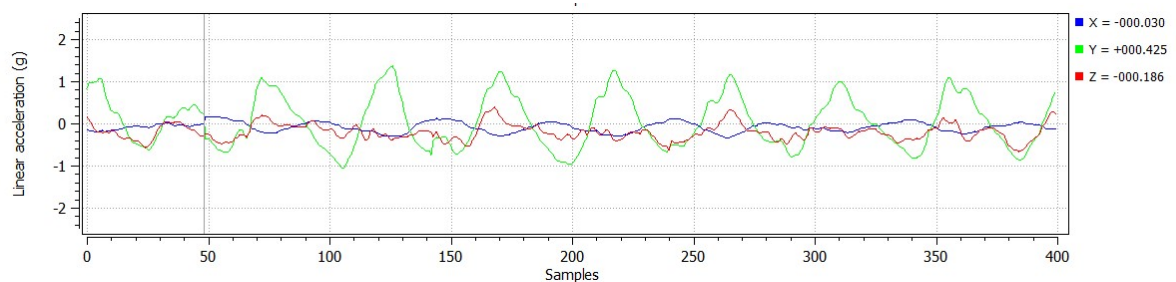


Figura 15: Registro de Aceleración lineal distribuida en 3 ejes del IMU

Con lo que para comparar los registros IMU-Mocap y establecer una validación al tomar como *Gold Standard* el Mocap analizaremos la variable aceleración lineal en sus tres ejes como se ve en la Tabla 6. Además de poder

Variable	Parámetro estadístico
Aceleración Vertical	- Media: media de los valores de IMU y Mocap
Aceleración Antero-Posterior	- SD o desviación estándar: mide el nivel de agrupación de valores alrededor de la media
Aceleración Lateral	- R2: coeficiente de correlación
	- Slope: pendiente de la recta

**Tabla 7: Variables en la validación IMU-Mocap**

Después de la recogida de datos para establecer la validez de la metodología en el registro de datos del IMU, se calcularán los mismos y se realizarán gráficas de comparación.

## 4 Conclusiones

Se ha realizado un protocolo de batería de pruebas donde se ha seleccionado una prueba de entre las más adecuadas para realizar la evaluación del riesgo de caída con sensores inerciales ubicados en la espalda baja (sacro). Se ha validado la elección de dicha prueba mediante estudios mediante experimentos que utilizando la prueba de caminar mediante inerciales (IMUs), obteniendo resultados significativos para evaluación del riesgo de caída teniendo como en cuantas personas tanto con riesgo de caída como sin dicho riesgo.

En el protocolo de pruebas también se han identificado el equipamiento como laboratorio, dispositivos sensoriales (IMUs, Cámaras, marcadores reflectantes,), pacientes, técnicos y la prueba a realizar.

De esta manera se ha establecido un método que tiene como objetivo que las pruebas sean realizadas de forma que puedan ser validadas fácilmente y se tenga en cuenta la seguridad del paciente.

En conclusión, este trabajo demostró que existen altas y bajas interacciones significativas entre la ubicación del sensor, la prueba y categoría de característica para evaluar el riesgo de caída. Eligiendo aquella de entre las más significativas la que más se ha adecuado a los registros que se realizarán en la Tarea 2.3 del PreFall.

El protocolo de pruebas se ha implementado en la Tarea 2.1, el cual es independiente del IMU seleccionado, por la razón de tenerlo preparado para la Tarea 2.3.

## 5 Referencias

- [1] D. G. A. Tania Znielle Rodríguez, «Evaluación de la marcha humana utilizando unidades de medición inercial,» *Researchgate*, 2019.
- [2] L. Montesinos y L. Peccjoa, «Wearable Inertial Sensors for Fall Risk Assessment and Prediction in Older,» *IEEE*, Enero 2018.
- [3] M. Kojima, S. Obuchi, O. Henmi y N. Ikeda, «Comparison of Smoothness during Gait between Community Dwelling Elderly Fallers and Non-Fallers Using Power Spectrum Entropy of Acceleration Time-Series,» *J. Phys. Ther*, vol. 20, nº 4, pp. 243-248, 2008.
- [4] M. O’Sullivan, C. Blake, C. Cunningham, G. Boyle y C. Finucane, «Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers,,» *Age Ageing*, vol. 38, p. 308–313, 2009.
- [5] B. R. Greene, A. O. Donovan, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scanail y R. A. Kenny, «Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test,» *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 57, nº 12, p. 2918–2926, 2010.
- [6] T. I. e. al, «Development of a new instrument for evaluating leg motions using acceleration sensors (II),» *Environ. Health Prev. Med.*, vol. 17, nº 3, p. 205–212, 2012.
- [7] R. Senden, M. Savelberg, B. Grimm, I. C. Heyligers y K. Meijer, «Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling,» *Gait Posture*, vol. 36, nº 2, p. 296–300, 2012.
- [8] E. P. D. e. al., «Falls classification using tri-axial accelerometers Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test,» *Gait Posture*, vol. 38, nº 1021–1025, p. 4, 2013.
- [9] T. Doi, S. Hirata, R. Ono, K. Tsutsumimoto, S. Misu y H. Ando, «The harmonic ratio of trunk acceleration predicts falling among older people: results of a 1-year prospective study,» *J. NeuroEngineering Rehabil*, vol. 10, nº 1, p. 7, 2013.
- [10] A. Weiss et al., «Does the evaluation of gait quality during daily life provide insight into fall risk? A novel approach using 3-days accelerometer recordings,» *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 27, nº 8, p. 742–752, 2013.
- [11] C.-K. P. M. D. C. A. W. A. L. G. M. H. X. Cui, «Development of a new approach to quantifying stepping stability using ensemble empirical mode decomposition,» *Gait Posture*, vol. 39, nº 1, p. 495–500, 2014.

- [12] G. Lee, «Gait analysis for recognition and classification",» de *IEEE*, 2002.
- [13] S. Studenski, S. Perera, K. Patel, C. Rosano, K. Faulkner, M. Inzitari, J. Brach, J. Chandler, P. Cawthon y E. Connor, «Gait speed and survival in older adults,» *JAMA—J. Am. Med Assoc.*, nº 305, pp. 50-58, 2011.
- [14] D. Podsiadlo y S. Richardson, «The Timed Up and Go: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons.,» *J. Am. Geriatr.*, nº 39, p. 142–148, 1991.
- [15] J. Howcroft, J. Kofman y E. D. Lemaire, «Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, nº 10, p. 91, 2013.
- [16] R. M. K. Gergely Nagymáté, «Application of OptiTrack motion capture systems in,» *Recent Innovations in Mechatronics*, vol. 5, nº 1, 2018.
- [17] A. Ejupi, S. R. Lord y K. Delbaere, «New methods for fall risk prediction,» *Wolters Kluwer Health*, pp. 1363-1950, 2014.
- [18] M. D. Molina-González, E. Martínez-Cámara, M. T. Martín-Valdivia y J. M. Perea-Ortega, «Semantic orientation for polarity classification in Spanish reviews,» *Expert Systems with Applications* 40 (18), pp. 7250-7257, 2013.