|  |
| --- |
|  |

|  |
| --- |
| 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](#_Toc117100027)

[Índice de figuras 3](#_Toc117100028)

[Índice de Tablas 4](#_Toc117100029)

[Resumen Ejecutivo 5](#_Toc117100030)

[1 Clasificación de pruebas de la marcha humana utilizando sensores inerciales 6](#_Toc117100031)

[2 Selección de la batería de pruebas 7](#_Toc117100032)

[2.1 Revisión de pruebas realizadas y ubicación de sensores para evaluar riesgo de caída 7](#_Toc117100033)

[2.1.1 Prueba 1: 10 meters walking test 8](#_Toc117100034)

[2.1.2 Prueba 2: Test de marcha humana (*walking*) 8](#_Toc117100035)

[2.1.3 Prueba 3: Time Up and Go (TUG) 9](#_Toc117100036)

[2.1.4 Prueba 4: De pie sin moverse (*Quiet standing*) 9](#_Toc117100037)

[2.1.5 Prueba 5: Five-Times Sit to Stand (FTSS) 9](#_Toc117100038)

[2.2 Validación de la prueba elegida 9](#_Toc117100039)

[2.3 Revisión de variables significativas para evaluar riesgo de caída 10](#_Toc117100040)

[2.4 Batería de pruebas seleccionada 11](#_Toc117100041)

[3 Protocolo del banco de pruebas 12](#_Toc117100042)

[3.1 Equipamiento 12](#_Toc117100043)

[3.1.1 Laboratorio 12](#_Toc117100044)

[3.1.2 Instrumentación 12](#_Toc117100045)

[3.2 Personal 12](#_Toc117100046)

[3.2.1 Auxiliares y Técnicos 12](#_Toc117100047)

[3.2.2 Tipología de Pacientes 13](#_Toc117100048)

[3.3 Descripción de la prueba 13](#_Toc117100049)

[3.4 Metodología del registro de datos 13](#_Toc117100050)

[3.4.1 Preparación (Fase 1) 14](#_Toc117100051)

[3.4.2 Consentimiento (Fase 2) 14](#_Toc117100052)

[3.4.3 Configuración del IMU (Inertial Measurement Unit) y marcadores (Fase 3) 15](#_Toc117100053)

[3.4.4 Configuración de registro de MOCAP por marcadores reflectantes (Fase 4) 17](#_Toc117100054)

[3.4.5 Registro (Fase 5) 20](#_Toc117100055)

[3.4.6 Validación (Fase 6) 21](#_Toc117100056)

[4 Conclusiones 24](#_Toc117100057)

[5 Referencias 25](#_Toc117100058)

Índice de figuras

[Figura 1: Colocación inerciales (izq), modelo de marcha (centro), aplicación de informes de registros (derecha) 6](#_Toc117100059)

[Figura 2: Proceso de registro y validación inicial de la batería de pruebas seleccionada 14](#_Toc117100060)

[Figura 3: Código de función de calibración de sensores Metamotion para Magnetoscopio, Giroscopio y Acelerómetro. 16](#_Toc117100061)

[Figura 4: Proceso de calibración del acelerómetro 16](#_Toc117100062)

[Figura 5: Izquierda: Yaw (Eje Z), Pitch (Eje Y). Roll (Eje X). Derecha: inercial con ejes 17](#_Toc117100063)

[Figura 6: Cámara OptiTrack 18](#_Toc117100064)

[Figura 7: Marcadores óptico en región sacro ( cambiar no válida) 19](#_Toc117100065)

[Figura 8: Aplicación de registro de datos del IMU (IBC) 20](#_Toc117100066)

[Figura 9: Fichero CSV de registro de captación de IMU (Extracto) 20](#_Toc117100067)

[Figura 10: Aceleración Vertical – Eje Z (Arriba). Aceleración Antero-Posterior – Eje Y (Centro). Aceleración Lateral – Eje X (Abajo). 22](#_Toc117100068)

[Figura 11: Registro de Aceleración lineal distribuida en 3 ejes del IMU 22](#_Toc117100069)

Índice de Tablas

[Tabla 1: Descripción de estudios de sujetos en riesgo o no de caída con inerciales 7](#_Toc117100070)

[Tabla 2: Evaluación de variables en sensores inerciales, prueba, ubicación 8](#_Toc117100071)

[Tabla 4: Categoría de variables utilizadas en estudios previos de riesgo de caída 10](#_Toc117100072)

[Tabla 5: Batería de pruebas seleccionada 11](#_Toc117100073)

Resumen Ejecutivo

Ela puede rellenar…

# 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 determinantemente 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 deteriores 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.

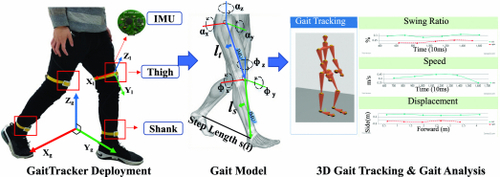


Figura 1: Colocación inerciales (izq), modelo de marcha (centro), aplicación de informes de registros (derecha)

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.

# Selección de la batería de pruebas

## 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 el punto 1.

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

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*) para medir el riesgo de caída en personas que tienen tanto el riesgo como las que no. En este estudio se señalan los estudios de Doheny, Green, Weiss y Doi.

Interfaz de usuario gráfica, Tabla

Descripción generada automáticamente

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

Con lo que nos basamos en [3] donde en varios estudios analizados se utilizan una serie de pruebas para evaluación del riesgo de caída. A continuación identificamos las mismas.

### Prueba 1: 10 meters walking test

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

### 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 [4]. 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

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

La prueba TUG [5] está diseñada para cuantificar la movilidad y ha sido probado como buen predictor del estado de salud. *Q*El tiempo obtenido es determinante para saber qué riesgo de caída existe.

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

Se le indica al individuo que se quede quieto durante:

* 30 segundos con ojos abiertos (EO), ojos cerrados (EC) y sobre colchoneta con ojos abiertos (MAT EO) y cerrados (MAT EC)
* 40 segundos con los ojos abiertos (EO) en posición semi tándem y 30 segundos con los ojos cerrados (EC)

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

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.

## Validación de la prueba elegida

En este estudio [3] 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 de 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 [6] 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 Timed 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 nivelada, la velocidad de marcha seleccionada por el sujeto fue evaluado 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.

## 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 [6].

|  |  |
| --- | --- |
| **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:**

* Velocidad angular – Marcha – Espinillas
* Aceleración lineal – Sentado – Espalda baja
* Aceleración lineal – Levantado a sentado / sentado a levantado – Espalda baja
* Frecuencia – Marcha – Espalda baja
* Frecuencia – Marcha – Espalda alta
* Tiempo – TUG – Espinillas

## 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 1 (Walking durante 8 metros aprox.) 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 (fall risk).

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 | ACC, GYR, MAG | Posición y Ángulo.  Aceleración lineal.  Velocidad Angular  Espacio  Tiempo  Frecuencia |

Tabla 5: Batería de pruebas seleccionada

# Protocolo del banco de pruebas

## Equipamiento

### Laboratorio

[datos del laboratorio]

### Instrumentación

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Instrumento | Ubicación | Descripción |
| Cronómetro | Auxiliar | Stopwatch aunque tanto las aplicaciones de registro como las cámaras MOCAP tienen temporizadores precisos. |
| Software Captación | Computador | Registro de datos cinemáticos (se detallará en Entregable 2.2) |
| Conos | Superficie de marcha | 2 conos |
| Sillas | Superficie de marcha | 1 |
| Cinta marcadora | Superficie de marcha | 8 metros |
| IMU | Región sacro | Se recogerán las medidas mediante los sensores de 9 grados de libertada 9DOF. Es decir del Acelerómetro (m/s^2), Giroscopio ( rad / s^2) y magnetómetro (micro Teslas) |
| Marcadores | Región sacro | Registro óptico con marcadores reflectantes que es Gold Standard que validará los datos registrados con los IMUs |
| Cámaras Opticas | Instalada en laboratorio | Para registrar los marcadores reflectantes y realizar el MOCAP |
| Documentaco 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. |

## Personal

### 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.

### 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.

## 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 (Ng et al. 2013) en el laboratorio y realizará un giro para volver y así sucesivamente durante 90 segundos.

**0m 8m**

## 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 7. 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.

Diagrama

Descripción generada automáticamente

Figura 2: Proceso de registro y validación inicial de la batería de pruebas seleccionada

### Preparación (Fase 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.

### Consentimiento (Fase 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.

### Configuración del IMU (Inertial Measurement Unit) y marcadores (Fase 3)

#### Settings del dispositivo inercial que deben llevar todos los sensores.

Se configurará mediante aplicación los siguientes parámetros del inercial:

|  |  |
| --- | --- |
| **Parámetro** | **Unidad/Resolución** |
| Acelerómetro | m/s2 +-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/s2) |
| Temperatura | No |
| Presión | No |

#### Métodos de calibración

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

##### Métodos de Calibración Giroscopio

* **Calibración y umbral (*bias*) 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 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.

Interfaz de usuario gráfica, Texto, Aplicación

Descripción generada automáticamente

Figura 3: Código de función de calibración de sensores Metamotion para Magnetoscopio, Giroscopio y Acelerómetro.

##### 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

Imagen que contiene diferente, foto, coche, pantalla

Descripción generada automáticamente

Figura 4: Proceso de calibración del acelerómetro

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

Imagen que contiene Diagrama

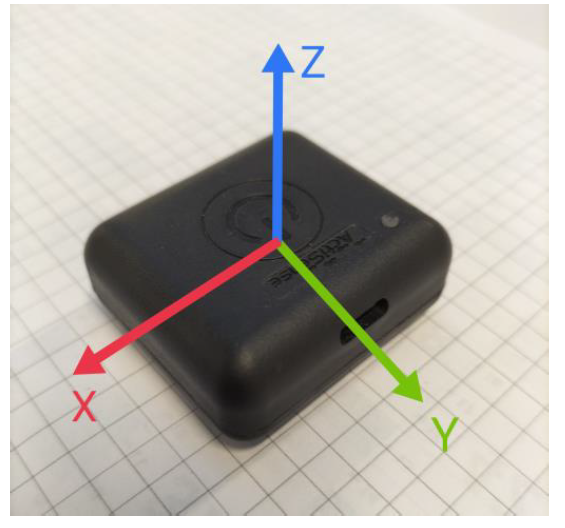
Descripción generada automáticamente

Figura 5: 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 calibraría |

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

### Configuración de registro de MOCAP por marcadores reflectantes (Fase 4)

Para el análisis de la marcha con Mocap, todas las pruebas se registraron con ocho cámaras infrarrojas (Oqus 300+, Qualiysis, Gothenburg, Suecia; 200 Hz) operadas por el software Mocap (Qualiysis track manager, Qualiysis, Gothenburg, Suecia). Las cámaras se colocaron alrededor de la cinta de correr y se calibraron mediante transformación no lineal (NLT). El error total de reconstrucción de la cámara fue de 0,15 mm para el área de calibración de la cámara. Para el análisis de la marcha utilizando el sistema basado en IMU, utilizamos cuatro IMU (myoMOTION Research Pro, Noraxon, Scottsdale, AZ, EE. UU.; 200 Hz) en este estudio. Un software comercial (MyoRESEARCH 3.10.64 [MR3]) proporcionó un algoritmo de sistemas basado en IMU.



Figura 6: Cámara OptiTrack

Se colocaron simultáneamente un total de 20 marcadores retrorreflectantes (9,5 mm de diámetro), 2 grupos y 4 IMU en los cuerpos de los participantes. Se colocaron marcadores en la cresta ilíaca derecha e izquierda, espina ilíaca anterosuperior derecha e izquierda, espina ilíaca posterior superior derecha e izquierda, sacro, trocánter mayor derecho e izquierdo, muslo (marcador de segmento), epicóndilo medial y lateral, vástago (marcador de segmento ), maléolo medial y lateral, dedo del pie, meta 1, meta 5, hueso escafoides y talón (Figura 1). Además, se colocaron IMUs en la pelvis (área corporal del sacro), cinchas elásticas en el muslo (mitad frontal y distal, donde hay menor cantidad de desplazamiento muscular durante la marcha), y cambrillón (frontal y ligeramente medial para ser colocado a lo largo de la tibia), y un pie (pie superior, ligeramente por debajo del tobillo) a modo de vendaje (Figura 2).

Imagen que contiene interior, persona, joven, niño

Descripción generada automáticamente

Figura 7: Marcadores óptico en región sacro ( cambiar no válida)

La posición tridimensional (3D) de cuatro marcadores reflectantes (Figura 2), de 12 mm de diámetro y adheridos a el marco del marcador IMU montado en la pelvis se registró a una frecuencia de 100 Hz utilizando un VICON de 8 cámaras

sistema óptico de captura de movimiento (VICON Motion Systems, Oxford, Reino Unido). Brechas en las trayectorias de los marcadores sin procesar

producidos por la oclusión del marcador se identificaron y trataron dentro del software [[4]](#footnote-4)VICON Nexus (VICON Motion Systems, Oxford, Reino Unido) usando interpolación [[5]](#footnote-5)*spline* cúbica.

[Lo anterior cambiar por datos reales]

### Registro (Fase 5)

#### 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.

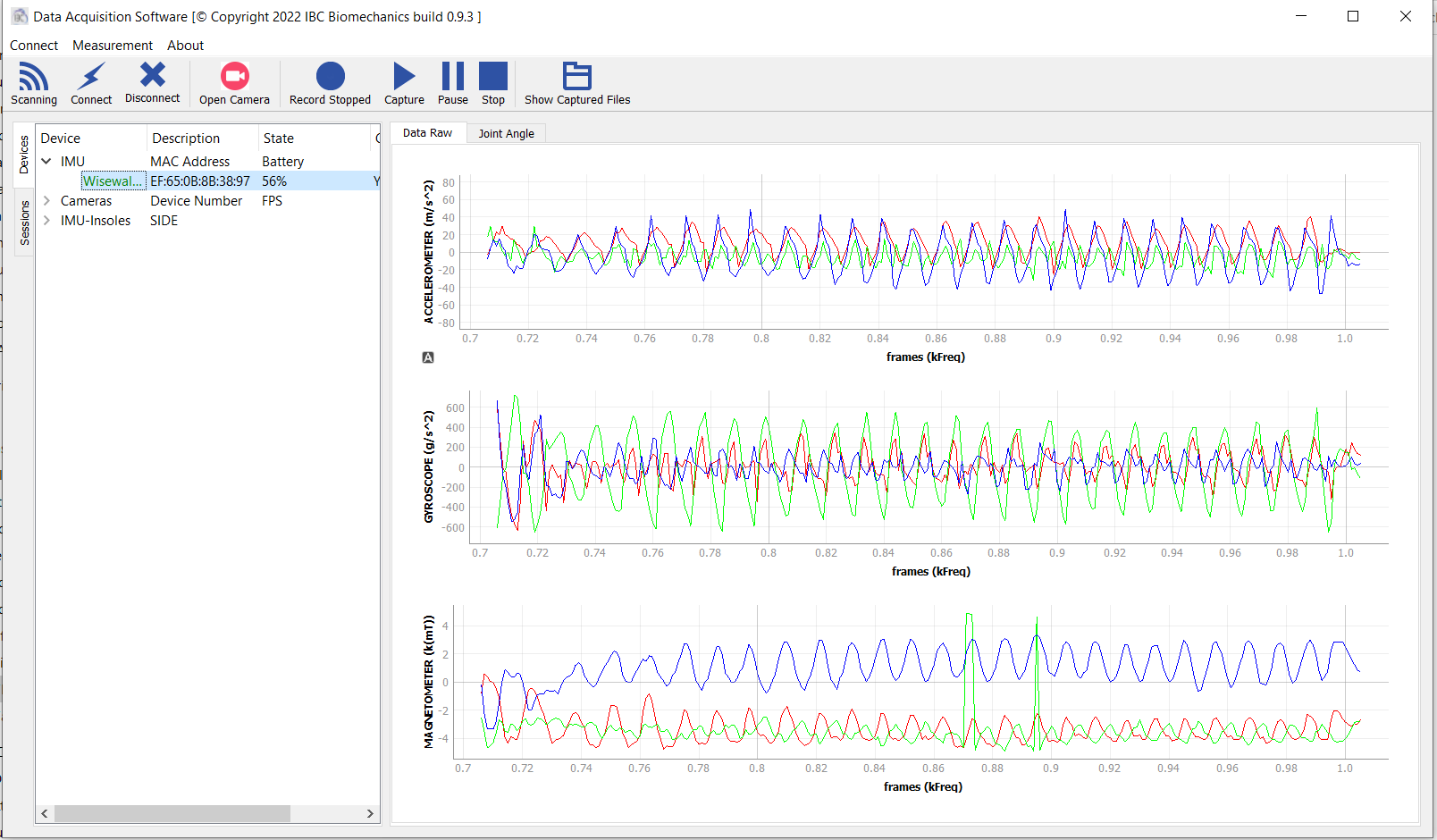


Figura 8: Aplicación de registro de datos del IMU (IBC)

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

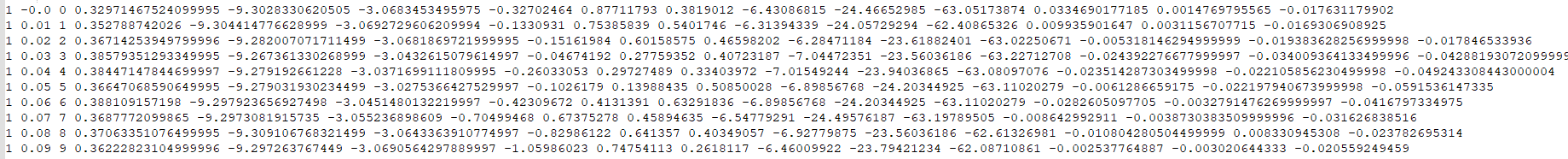


Figura 9: Fichero CSV de registro de captación de IMU (Extracto)

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.

#### Registro de MOCAP de dinamometría

Registramos una prueba Mocap estática para proporcionar una línea de base para las pruebas dinámicas. Al mismo tiempo, las IMU se calibraron en una postura de pie anatómica durante aproximadamente 15 s; la calibración se realizó justo antes de la medición de la marcha para minimizar el error de deriva de las IMU a lo largo del tiempo. Un investigador experimentado adjuntó todos los marcadores e IMU para evitar el error de medición entre evaluadores, y los marcadores mediales se eliminaron antes de recopilar los datos de las pruebas dinámicas.

Las coordenadas del marcador de Mocap se identificaron mediante el seguimiento automático de marcadores utilizando Qualiysis Track Manager (QTM). Estas coordenadas se suavizaron mediante filtrado para reducir el ruido aleatorio. Se aplicó un filtro Butterworth de paso bajo de cuarto orden con retraso de fase cero con una frecuencia de corte de 6 Hz.

Los centros de las articulaciones se calcularon en función de los datos posicionales de los marcadores adjuntos. El maléolo medial/lateral y los epicóndilos se utilizaron para calcular los puntos medios como los centros de la articulación del tobillo y la rodilla, respectivamente, y se utilizó el método de Tylkowski (1982) para el centro de la articulación de la cadera.

En este estudio se utilizó el modelo de cuerpo rígido inferior definido utilizando los centros de las articulaciones proximal y distal. Se realizó la secuencia de rotación Cardan-Euler XY′Z′′ para describir los ángulos de orientación relativos de los segmentos. Cada ángulo de la articulación de la extremidad inferior se fijó en un valor positivo para la flexión (dorsiflexión) y un valor negativo para la extensión (flexión plantar) con respecto al eje x.

El ángulo de la articulación de la extremidad inferior se analizó en el software Visual 3D (C-Motion, Germantown, MD, EE. UU.). Los eventos iniciales de golpe de talón y despegue del dedo del pie se detectaron en función de los datos de la fuerza de reacción del suelo con un valor de umbral establecido en 20 N por la cinta de correr instrumentada.

[Una explicación parecida de cómo se aplicó la configuración del MOCAP con marcadores, aportando también gráficas y fotos]

### 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.

Gráfico, Gráfico de líneas

Descripción generada automáticamente

Gráfico, Gráfico de líneas

Descripción generada automáticamente

Gráfico, Gráfico de líneas

Descripción generada automáticamente

Figura 10: 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:

Gráfico, Histograma

Descripción generada automáticamente

Figura 11: 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 y utilizaremos la Media (Mean), la desviación estándar (SD), mínimos cuadrados (R2) y pendiente (*slope*).

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

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.

# Conclusiones

# 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] | G. Lee, «Gait analysis for recognition and classification",» de *IEEE*, 2002. |
| [4] | 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. |
| [5] | 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. |
| [6] | J. K. E. D. L. Jennifer Howcroft, «Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,* nº 10, p. 91, 2013. |
| [7] | M. D. M.-C. E. M.-V. M. T. &. P.-O. J. M. Molina-González, «Semantic orientation for polarity classification in Spanish reviews,» *Expert Systems with Applications 40 (18),* pp. 7250-7257, 2013. |
| [8] | A. Ejupi, S. R. Lord y K. Delbaere, «New methods for fall risk prediction,» *Wolters Kluwer Health,* pp. 1363-1950, 2014. |

1. ACC: Acelerómetro [↑](#footnote-ref-1)
2. Región entre L3 y L% [↑](#footnote-ref-2)
3. GYR: Giroscopio [↑](#footnote-ref-3)
4. https://www.vicon.com/software/nexus/ [↑](#footnote-ref-4)
5. La interpolación *spline* ajusta polinomios de bajo grado a pequeños subconjuntos de valores, por ejemplo, ajustando nueve polinomios cúbicos entre cada uno de los pares de diez puntos, en lugar de ajustar un solo polinomio de grado diez a todos ellos. [↑](#footnote-ref-5)