

## “Diseño y prototipado de un sistema de evaluación del control postural en la marcha mediante el uso de instrumentos de medición inercial, - Un estudio otoneurológico”.

Por David Ávila Quezada

SAERA. School of Advanced Education Research and Accreditation

### RESUMEN

**Introducción:** Para la valoración del control postural, que forma parte de la evaluación otoneurológica, la práctica clínica cuenta con una amplia gama de pruebas, como lo son las pruebas de Romberg, UnterbergerFukuda, timed up and go, entre otras. Sin embargo, estas son, en su mayoría, de carácter subjetivo y cualitativo. En la actualidad, los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de nuevos instrumentos de valoración, entre ellos los dispositivos de medición inercial, los cuales pretenden complementar, desde un punto de vista objetivo y cuantitativo, la valoración del control postural y el equilibrio.

**Objetivo:** Desarrollar y pilotar un prototipo de evaluación del control postural mediante el uso de instrumentos de medición inercial (IMU de aquí en adelante), para el apoyo diagnóstico en la evaluación otoneurológica, principalmente en las pruebas de marcha estática y dinámica.

**Métodos y resultados:** Se desarrolló un equipo mediante IMU BNO055 y microcontrolador esp8632, el cual se calibró y programó para entregar grados Euler en 9 grados de libertad. Posterior a esto, se llevó a cabo un pilotaje en jóvenes con edades comprendidas entre 20 a 28 años, que no padecían problemas del control postural. Las evaluaciones realizadas fueron: timed up and go, pruebas de Romberg, y Unterberger-Fukuda. El instrumento de medición inercial fue ubicado en la zona lumbar, y entregó información sobre el desplazamiento del centro de masa en los planos pitch, roll y yaw.

**Resultados:** Los resultados de la prueba piloto mostraron que, mediante el uso de IMU en las pruebas tradicionales es posible obtener datos para realizar análisis más profundos. Por ejemplo, fue posible analizar la marcha humana con sus componentes mediante la prueba de timed up and go, donde clásicamente solo es posible determinar el riesgo de caída según el tiempo que dure la prueba. Lo mismo ocurrió en pruebas estáticas, donde a simple vista no se observan movimientos ni ajustes de las posiciones, mientras que, mediante IMU es posible medir las pequeñas variaciones de la posición de centro de masas.

**Conclusión:** Los IMU, representan una opción viable en la evaluación del control postural; además, permiten la descripción de frecuencia y amplitud en los desplazamientos Antero-Posterior y laterales del cuerpo tanto en la marcha y equilibrio dinámico como en el estático.

**Palabras claves:** control portural, sistemas de medición inercial (IMU), timed up and go, acelerometría

## ABSTRACT

**Introduction:** For the assessment of postural control, which is part of the otoneurological evaluation, the clinic has a wide range of tests, such as the Romberg, Unterberger-Fukuda, timed up and go, among others. However, these are mostly subjective and qualitative in nature. Currently, technological advances have allowed the development of new assessment instruments, including inertial measurement devices, which are intended to complement, from an objective and quantitative point of view, the assessment of postural control and balance.

**Objective:** To develop and pilot a prototype for the assessment of postural control using inertial measurement instruments (IMU hereafter), for diagnostic support in otoneurological assessment, mainly in static and dynamic gait tests.

**Methods and results:** A device was developed using IMU BNO055 and microcontroller esp8632, which was calibrated and programmed to deliver Euler degrees in 9 degrees of freedom. After this, a pilot test was carried out in young people between 20 and 28 years old, who did not suffer from postural control problems. The evaluations performed were "timed up and go", Romberg tests, and UnterbergerFukuda. The inertial measurement instrument was placed in the lumbar area, and provided information on the displacement of the center of mass in the pitch, roll, and yaw planes.

**Results:** The results of the pilot test showed that by using IMU in traditional testing, it is possible to obtain data for further analysis. For example, it was possible to analyze the human gait with its components through the "timed up and go" test, where classically it is only possible to determine the risk of falling according to the duration of the test. The same was true for static tests, where no movements or adjustments of the positions are visible to the naked eye, whereas, by means of IMU it is possible to measure small variations of the center of mass position.

**Conclusion:** The IMU, represent a viable option in the evaluation of postural control; in addition, they allow the description of frequency and amplitude in the Antero-Posterior and lateral displacements of the body both in gait and dynamic and static balance.

**Keywords:** postural control, Inertial Measurement Unit, timed up and go, accelerometry

## INTRODUCCIÓN

### 1.1 La evaluación otoneurológica

El control postural está basado en un sistema complejo de respuestas musculares y articulares, dadas por la función coordinada del sistema visual, somatosensorial y vestibular (Martín, 2004). La integración y procesamiento de cada una de estas estructuras, está dada por el sistema nervioso central (SNC). Todo esto con el fin de mantener una postura en bipedestación.

Uno de los factores que afecta directamente al control postural corresponde al aumento de la edad. Este proceso de envejecimiento condiciona a los sistemas neural, sensorial y musculoesquelético, produciendo cambios en ellos, lo que conlleva a problemas del equilibrio, generando un gran impacto sobre la capacidad de moverse con seguridad (Maki, 1996). Es por esto, que una de las principales consecuencias ocasionadas por el envejecimiento, corresponden al aumento del riesgo de caídas, definidas como eventos accidentales en los que una persona cae después de perder el control del centro de gravedad y no existe respuesta alguna para restablecer el equilibrio, o es ineficiente (Sharif, 2018).

Según datos estadísticos de la OMS, revelan que las personas mayores de 65 años son quienes sufren más caídas mortales (WHO, 2019). A nivel nacional, la encuesta SABE Chile de la OPS en el 2001 arrojó una prevalencia de un 35,3% anual de caídas en adultos mayores (López, 2015).

Por otra parte, datos del ministerio de salud chileno (MINSAL) explican que conforme avanza la edad, aumenta la probabilidad de padecer una caída entre las personas de 65 a 70 años, donde la prevalencia es de un 25% y puede aumentar del 35% hasta el 45% entre los 80 a 85 años (López, 2015; Gac, 2019). Según la OMS, una de las estrategias preventivas en las que se debe hacer hincapié es la priorización de la investigación relacionada con las caídas (WHO, 2019).

La evaluación otoneurológica consiste en una batería de pruebas que pueden entregar suficiente información para determinar el estado del sistema vestibular periférico y descartar asociaciones centrales de origen vestibular o no vestibular, además de entregar las directrices para un proceso de rehabilitación vestibular. Esta batería de evaluación se encuentra compuesta clásicamente por una exploración física inicial que incluye anamnesis, exploración de los movimientos oculomotores, exploración de los reflejos vestibuloespinales, y otras evaluaciones para ayudar al diagnóstico diferencial, como evaluaciones neurológicas de los pares craneales o valoraciones psicológicas (Buendía, 2020). Posteriormente se puede complementar con apoyo instrumental, principalmente para la determinación de lesiones en los sistemas de reflejos vestibulares. Este amplio abanico de pruebas evalúa desde el desempeño del paciente en la marcha, hasta el equilibrio de los potenciales vestibulares periféricos, incluyendo la ganancia de los movimientos oculares frente a estímulos visuales (Jáuregui-Renaud, 2019). Desde un modelo genético, estos serían los sentidos (el visual, el

propioceptivo y el vestibular) (Breinbauer, 2016), y las interacciones neurales centrales (los sistemas piramidal y extrapiramidal), que, considerado desde el enfoque cognitivo, corresponderían a la Diseño y prototipado de un sistema de evaluación del control postural en la marcha mediante el uso de instrumentos de medición inercial, en el estudio otoneurológico 3 evaluación de los modelos internos de referencia espacial que el cuerpo mantiene con la tierra (geocentrismo), con el ambiente (alocentrismo), y consigo mismo (egocentrismo) (Lacour, 2013).

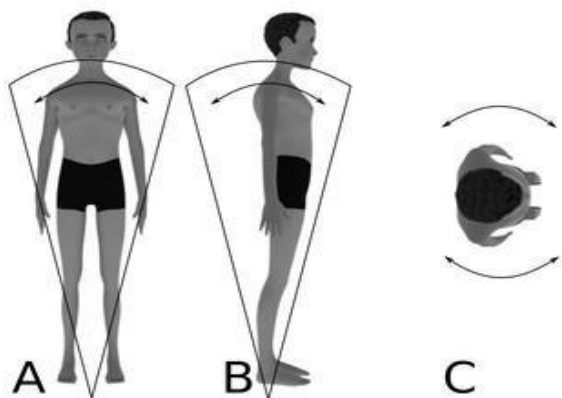
## 1.2 Control postural en la evaluación otoneurológica

El término de “postura”, referido al ser humano en posición bípeda, de pie (ortógrada), indica la posición global del conjunto de los segmentos corporales en un momento dado, superpuestos a partir del suelo hasta la cabeza (Massion, 1992). Existen diferentes sistemas de coordinación encargados de regular la postura: el sistema egocéntrico (que corresponde a la información de las diferentes partes del cuerpo en torno a si mismo), el sistema exocéntrico (aferencias provenientes desde el ambiente), y por último, el sistema geocéntrico (información recolectada sobre la gravedad de la tierra) (Berthoz, 1991; Paillard, 1987; Paillard, 1974). Ahora bien, en lo que concierne a la función del control postural (CP), se debe entender que es la capacidad de mantener el equilibrio en un campo gravitatorio, manteniendo, cambiando y adaptando el centro de la masa corporal (CM) sobre su base de apoyo, independiente de si este cuerpo se encuentra realizando un movimiento o estando estático

(Massion, 1992). Esto incluye además que, para mantener un CP funcionando de manera íntegra, hay que considerar que las estructuras musculotendinosas, ligamentosas y el tono muscular basal se encuentren en buenas condiciones; todos estos módulos se encuentran asociados y estabilizados entre sí, realizando una labor antigraavitacional mediante el aumento y disminución del tono muscular del cuello, tronco y miembros inferiores (Paillard, 1976). Todo este proceso consta básicamente del correcto funcionamiento de los sistemas propioceptivo, vestibular y visual, que trabajan como un conjunto de aferencias periféricas, integrando toda la información externa e interna, en el sistema nervioso central y realizando ajustes musculares.

### 1.2.1 Bases neurofisiológicas del control postural

La descripción del CP se ha llevado a cabo mediante dos modelos, el primero en aparecer proponía que el cuerpo en posición bípeda se comporta como un péndulo invertido, es decir, que el cuerpo en su totalidad pivotaría como un bloque en torno al eje del tobillo, véase figura 1 (Gurfinkel, 1973; Winter et al., 1997). Gracias a los avances tecnológicos, se manifiesta que el cuerpo se comporta de forma segmentaria, es decir, como bloques interconectados entre sí: cabeza (eje del cuello), tronco (eje de la cadera) y extremidades inferiores (eje del tobillo), articulándose entre sí y generando un movimiento mucho más sofisticado (Young, 1979). Este último modelo se ajusta mucho más a las estrategias posturales que se conocen y que se trabajan en clínica en los procesos de rehabilitación vestibular.



**Figura 1:** *Modelo de péndulo invertido:* (A) vista frontal, el cuerpo describe movimientos laterales. (B) vista lateral, el cuerpo describe movimientos antero-posteriores. (C) vista aérea, el cuerpo describe movimientos de giro sobre el eje. (Fuente: Elaboración propia.)

### 1.2.2 Estrategias posturales

El control postural es el resultado de la combinación de la información periférica y la central reguladas por el cerebelo; y los centros supraordinados que entregan como resultados las correcciones motoras. Por lo tanto, al efectuar un movimiento, para mantener una postura bípeda y evitar un desorden gravitacional, el cuerpo humano actúa de dos formas. Una, mediante el ajuste postural reaccional, basado en los reflejos y aferencias sensoriales, y dos, mediante el ajuste postural anticipatorio que, a través del sistema nervioso central, se llevará a cabo antes de que ocurra el movimiento en sí (Cordo & Nashner, 1982; Gahery, 1987; Massion, 1992).

Estos ajustes se logran mediante estrategias posturales pertenecientes al tobillo y la cadera, las cuales se originan en el plano

antero-posterior y medio-lateral, siendo responsables de conseguir el equilibrio corporal frente a un movimiento, existiendo además la estrategia de suspensión que se encarga de resolver peligros de caída (Cordo & Nashner, 1982).

### 1.2.3 Control postural y marcha

Entre los diferentes conjuntos de actitudes posturales que se pueden encontrar en el CP, el que demanda mayor exigencia es la marcha, la cual corresponde al ejercicio de locomoción humana. Este ejercicio, conocido como ciclo de la marcha, está conformado por la zancada, la cual, a su vez, está constituida por 2 pasos (Murray, 1967). Cada paso se caracteriza por poseer 2 fases o tiempos: la fase de apoyo o soporte bipodal (fAB), en donde ambos pies se encuentran en contacto con el suelo; y la fase de balanceo unipodal (fAU), donde solo uno de los pies se encuentra en contacto con el suelo (ver figura 2) (Tolosa, 2013). Este ejercicio, además, se encuentra asociado a la estabilidad, la que puede ser definida como la capacidad de volver a un estado inicial previo a una alteración (Riemann & Lephart, 2002). El estudio de ambas características está ampliamente descrito en la literatura (Nogueras et al., 1999), siendo el principal foco de investigación la caída en adulto mayor (Berg et al., 1997).

Dentro de los modelos que describen el desplazamiento del cuerpo humano durante la marcha, se encuentra el que realiza una analogía entre la marcha humana y un péndulo invertido (ver figura 3) en correspondencia a lo descrito previamente. En éste, el cuerpo se asimila a un péndulo durante el desplazamiento, correspondiendo los miembros inferiores con el apoyo. Este



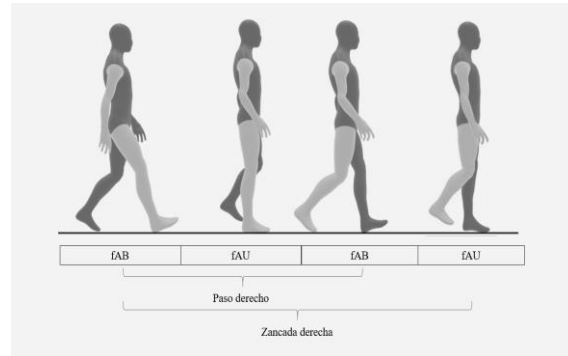
modelo sirve para entender que, en la marcha, el centro de gravedad describe un movimiento armónico en el espacio (Martínez et al., 2009).

Para la descripción de este movimiento de desplazamiento, se debe considerar el centro de gravedad como un cuerpo móvil, describiendo ángulos de movimiento sobre un sistema de referencia estático. Una manera de representar esto es a través de la descripción mediante ángulos de Euler, los cuales permiten obtener la orientación de un objeto en los ejes de pitch (anteroposterior), roll (lateral) y yaw (giro, rotación alrededor de un eje vertical y perpendicular) (Mora, 2001).

### 1.3 Estrategias de evaluación del control postural.

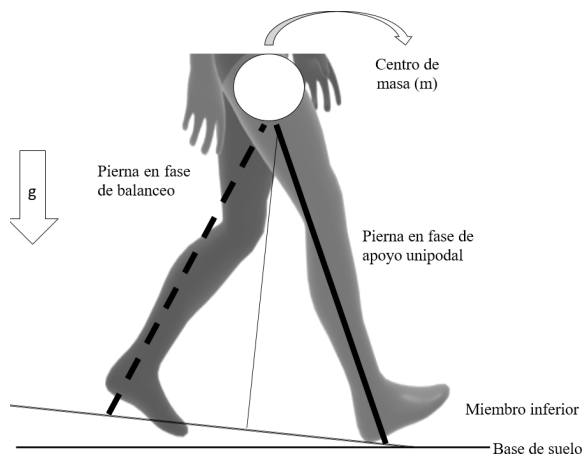
La evaluación del CP requiere la observación del individuo de forma multifactorial, lo que dificulta un diagnóstico preciso (Riemann et al., 1999); por esta razón, encontramos una variedad de pruebas que evalúan el CP tanto estático como dinámico. En la tabla 1, el lector puede observar las pruebas utilizadas más frecuentemente en protocolos otoneurológicos. Todas estas pruebas comparten algo en particular, y es que son pruebas subjetivas, de carácter cualitativo y que dependen del evaluador (Riemann et al., 1999), dejando en evidencia que no se puede estimar de manera cuantitativa el estado real del equilibrio en un protocolo clásico (Leiros, 2012). Sin embargo, esto se ha resuelto con el avance tecnológico que ha creado instrumentos para medir objetivamente el CP, entre ellos encontramos: Las plataformas baropodométricas y las plataformas de fuerzas que le dan vida a la posturografía

computarizada dinámica (PDC); además, en el último tiempo han tenido un auge los sensores de acelerometría (Arenas & Dolores, 2016), como el que incluye el



SwayStar™.

**Figura 2:** Ejemplo de zancada derecha en 2 fases. Primer intervalo corresponde al apoyo bipodal, seguido del apoyo monopodal de pie derecho (PD) y balanceo del pie izquierdo (PI). Segundo intervalo corresponde al apoyo bipodal, seguido del apoyo monopodal del PI y balanceo del PD. Adaptado de: Representación gráfica de una zancada. (Fuente:Elaboración propia.)



**Figura 3:** Esquema de péndulo invertido sobre la marcha, demostrando el movimiento de los miembros inferiores durante la locomoción humana. Simula apoyo unipodal.

(Fuente: Elaboración propia.)

### 1.3.1 Evaluaciones de cribado

Las evaluaciones de tipo cribado del CP en otoneurología incluyen principalmente pruebas como el "timed up and go" (TUG de aquí en adelante), y la prueba de estación monopodal, las cuales buscan determinar si existe riesgo de caída (MINSAL, 2018).

Posterior a esto, se realiza una evaluación en profundidad para determinar el origen del riesgo. El TUG es una prueba de equilibrio dinámico en la cual se solicita al individuo que se levante de una silla con o sin apoyo de los brazos (dependiendo de la variación), y camine lo más rápido posible una distancia de 3 metros, hasta un punto demarcado generalmente por un cono, realice la vuelta alrededor de éste, y vuelva hasta la silla para finalmente sentarse. La variable que se evalúa en esta prueba corresponde al tiempo que le toma al sujeto realizar la tarea completa, estado esto asociado al riesgo de

Prueba	Equilibrio	Descripción
Romberg	Estático	De pie, brazos a los costados, en bipedestación, base de sustentación disminuida.
SOT	Estático	De pie, brazos a los costados, en diferentes situaciones, cronometradas de compromiso visual y propioceptivo.
Apoyo Unipodal	Estático	De pie, brazos a los costados, en posición unipodal.
Tándem Stance	Estático	De pie, brazos a los costados, en posición de bipedestación con un pie por delante del otro.
Escala de Equilibrio de Berg	Estático y Dinámico	Conjunto de pruebas de movimientos estáticos y dinámicos
TUG	Dinámico	Marcha cronometrada en una distancia de 3mts (ida y vuelta) con las acciones de pararse y sentarse.
Fukuda Stepping Test	Dinámico	Marcha en el puesto con compromiso visual.
Marcha de ojos cerrados	Dinámico	Marcha de mínimo 3mts con los ojos cerrados.

Tabla 1: Pruebas más comunes para medir el equilibrio estático y dinámico, SOT: test de organización sensorial TUG: timed up and go (Fuente: Elaboración propia).

caída, donde un tiempo menor a 10 segundos

se clasifica como normal, uno entre 10 y 20 segundos indicará riesgo de caída, y más de 20 segundos, un elevado riesgo de caída (Podsiadlo & Richardson, 1991). Por otro lado, tenemos las pruebas monopodales, donde se le solicita al individuo que se mantenga en posición monopodal izquierda o derecha con el pie contrario perpendicular al de apoyo, se espera que el individuo se mantenga más de 5 segundos sobre cada pie, un tiempo inferior es indicativo de riesgo de caída (Mancilla et al., 2015).

### 1.3.2 Evaluaciones estáticas

Las pruebas estáticas son aquellas donde el individuo debe permanecer de pie sin desplazar su centro de gravedad. En estas pruebas se busca evidenciar algún tipo de oscilación, desviación o caída producida por el fallo en las entradas sensoriales y/o en la integración central de las mismas. La prueba clásica de este grupo es la prueba de Romberg, formulada inicialmente para la búsqueda de ataxia sensitiva (García-Pastor & Álvarez-Solís, 2014). En esta prueba, el sujeto se mantiene en posición bipedestación con los pies juntos y brazos a los lados (disminución de la base de sustentación), y cierra los ojos (anulación de la visión como marco de referencia espacial). El objetivo es poder determinar y aislar la entrada sensorial vestibular. Sin embargo, las conclusiones periféricas pueden ser sesgadas por déficit en la integración central. La prueba de Romberg puede sufrir algunas modificaciones para aumentar su sensibilidad; por ejemplo, utilizar un foam para, además de disminuir la propiocepción, entregar información plantar errónea; también, es posible utilizar ambientes que generen ilusiones de movimiento en las referencias verticales y/u horizontales virtuales. Esta evaluación

puede ser complementada con los resultados aportados mediante plataformas posturográficas (Balaguer et al., 2012).

### 1.3.3 Evaluaciones dinámicas

Las evaluaciones dinámicas son aquellas en las cuales los individuos deben mover su centro de masa, observándose la integración necesaria para poder mantener la bipedestación en distintas situaciones. Pruebas utilizadas para este tipo de evaluaciones son las marchas a ojos cerrados, y la prueba de tándem, existen otras pruebas combinadas como baterías de evaluaciones como la escala de Berg y la escala de Tinetti (Berg & Norman, 1996).

### 1.4 Tecnologías aplicadas a la evaluación del control postural

Para la evaluación del control postural se han implementado diferentes tecnologías. Una de ellas corresponde a la craneocorporografía, que consiste en que el individuo se posiciona bajo un espejo y una cámara con el obturador abierto en oscuridad; el individuo mantenía puntos luminosos en la cabeza y hombros, lo que hacía que la película al tener exposición por un tiempo amplio, quedara marcada con el desplazamiento de las luces según el movimiento del cuerpo (Izquierdo, 2007). Con los avances tecnológicos de la era digital y la miniaturización de la tecnología, fue posible que se desarrollaran nuevos sistemas para medir entre ellos el uso de las galgas extensiométricas que corresponden a un pequeño circuito de material conductor impreso sobre un material flexible que al ser flexionado cambia su resistencia eléctrica. Este principio permitió crear las básculas electrónicas y es el origen de las plataformas dinamométricas equipo base de la posturografía dinámica computarizada.



#### 1.4.1 Posturografía dinámica computarizada (PDC)

La PDC es un sistema conformado por un soporte informático, una plataforma móvil, y un entorno visual, referenciados ambos al movimiento que experimenta el paciente durante la exploración. Este sistema se basa en la detección del desplazamiento del centro de presión corporal, similar al centro de gravedad, en diferentes situaciones de conflicto sensorial o estimulación vestibular, obteniendo el ángulo de balanceo (Izquierdo, 2007; Oda & Ganança, 2015; Rivera & Rodríguez, 2007). Las pruebas se basan en la capacidad del equipo de detectar el movimiento del centro de presiones; proponiendo así estrategias de evaluación estáticas y dinámicas. Entre las dinámicas tenemos la prueba de mayor desplazamiento voluntario donde el individuo debe inclinarse en diferentes ángulos sin caerse.

#### 1.4.2 SwayStar<sup>TM</sup>

Esta tecnología comprende un sistema giroscopio que se monta en la espalda a la altura de L3 a L5, y que detecta los movimientos que realiza el cuerpo; permitiendo realizar pruebas de tipo posturográficas que detecten alteraciones patológicas del control postural y riesgos de caídas (Faraldo-García et al., 2012). La técnica utilizada con este dispositivo corresponde al test de organización sensorial (SOT), el mismo que se utilizaría en una PDC.

#### 1.5 Uso de acelerometría en la evaluación del control postural

Un gran número de las investigaciones realizadas respecto del desplazamiento y CP corresponden a mediciones cualitativas de tipo observacional, las cuales se enfocan, habitualmente, en las fases de la marcha y velocidad del movimiento. Por otra parte, las investigaciones cuantitativas al respecto han estado limitadas a mediciones subjetivas y experimentales, utilizando unidades de medición inercial (IMU; Mathie et al., 2004). El uso de IMUs permite obtener mediciones confiables en objetos que describen movimientos en el espacio, gracias a estar constituidos por acelerómetros, giroscopios y magnetómetros (DigiKey, 2013). De tal manera, se pueden utilizar para la investigación en biomecánica, rendimiento deportivo, estudios de registro de movimiento, o análisis de la marcha, entre otros. Además, como en cualquier proceso científico-clínico, la descripción de patrones normales de la marcha para la creación de modelos de regresión permitiría detectar anomalías, como, por ejemplo, afecciones por el envejecimiento, patologías vestibulares y/u osteomusculares (Kilhane & O'Connor, 2005).

#### 1.5.1 Acelerometría e IMU

Los instrumentos de medición inercial (IMU) son sistemas microelectrónicos mecanizados compuestos de diferentes sensores inerciales (Arenas & Dolores, 2016). Típicamente equipados con acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, en algunos casos también pueden estar constituidos por un barómetro, microcontroladores y otros instrumentos electrónicos que permiten un registro y procesamiento de datos digitales. Sin

embargo, la aplicación de estos equipos está más bien destinada a áreas diferentes de la evaluación del CP, estando aún en etapas iniciales de investigación. Por tanto, se evidencia una falta de protocolos que permitan estandarizar su aplicación. La literatura científica se ha encargado de validar los IMU desde un punto de vista biomecánico y fisiológico, además de su comportamiento en estructuras anatómicas puntuales (Leiros, 2012), describiéndose muchas metodologías diferentes para la evaluación del CP; difiriendo desde el lugar de posicionamiento, la variable de medida, los parámetros utilizados, la prueba a utilizar, etc.

Los IMU en la actualidad cuentan con diferentes grados de libertad (“degrees of freedom”, DOF), los que hacen referencia al número independiente de movimientos que pueden medir. Pudiendo proporcionar información de diferentes ejes, por ejemplo, con un magnetómetro (que calcula su posición con respecto al geomagnetismo de la tierra), un acelerómetro (que calcula el cambio de velocidad del dispositivo en el espacio) y un giroscopio (encargado de las aceleraciones de rotación) obtendríamos información en 3 dimensiones por sensor (OpenSystems, s. f.).

Los indicadores más habituales para el análisis de la acelerometría en la biomecánica son el root mean square (RMS), que cuantifica la magnitud de las aceleraciones en sus 3 ejes (Janssen et al., 2008; Mancini et al., 2011; O’Sullivan, 2009); el análisis espectral mediante la transformada de Fourier, donde surgen los movimientos producto de una situación de inestabilidad o desequilibrio provocando la distribución frecuencial de la energía sobre cada eje; y la direccionalidad del

movimiento mediante los ángulos de los vectores de aceleración en cada plano (Armstrong et al., 2010; Izquierdo, 2008; Kamen et al., 1998).

### 1.5.1 Otras investigaciones del control postural o equilibrio mediante IMU o similares

En diferentes investigaciones se han utilizado IMU para el estudio del CP, principalmente asociándolo a pruebas dinámicas y estáticas ya presentes en los protocolos de evaluación otoneurológica. En la tabla 2, se pueden revisar artículos encontrados en revisión bibliográfica asociados a el uso de IMU en la evaluación del CP. A continuación, se dará cuenta de algunas características comunes entre las diferentes investigaciones que servirán de orientación en el desarrollo de este trabajo:

#### 1.5.2.1 Posición de uso del sensor

Las diferentes investigaciones encontradas (ver tabla 2 ) no llegan a un consenso sobre la ubicación idónea para realizar un estudio eficaz del movimiento corporal, siendo los lugares más comunes el esternón o entre la tercera y quinta vértebra lumbar, particularmente, donde se ubica efectivamente el CM, aunque cabe destacar que los estudios realizados apartados del CM como cabeza o tobillo por Abe y colaboradores (2014), muestran una alta correlación entre ambas, siendo también zonas anatómicas de buen análisis clínico.

#### 1.5.2.2 Tipo de sensor

Los IMU se encuentran constantemente en una mejora tecnológica que permite que cada vez sean capaces de analizar más datos y por periodos más largos de tiempo. Si bien la gran mayoría de autores mencionados en la revisión ocupan acelerómetros

conseguidos en el mercado, autores como Kosse y colaboradores (2014), y Campillay y colaboradores (2017), ocupan dispositivos IMU obtenidos de un reproductor de música y un Smartphone, respectivamente. Es importante mencionar que para todos los autores un IMU de 3 DOF o mayor es necesario y esencial para la evaluación por la cantidad de parámetros y variables que se pueden obtener.

#### 1.5.2.3 Variable de registro

El cálculo de la RMS de los diferentes parámetros es sin duda el criterio más utilizado por los diferentes autores. Esto, debido a que permite obtener resultados de medias que se ajustan a la naturaleza de los datos entregados por los IMUs. Otro factor es que el RMS entrega sub-parámetros que, si bien se desconoce la utilidad clínica que pueden tener, pueden ser de utilidad al momento de realizar investigación como lo hicieron Mancini y colaboradores (2012), y Alessandrini y colaboradores (2017). Las variables estudiadas por la mayoría de los autores mencionados fueron: evaluación del eje anteroposterior (pitch) y medio-lateral (roll).

#### 1.5.2.4 Tiempo de registro

Se consideró en la gran mayoría de los ensayos un tiempo mínimo de 30 segundos de evaluación, aunque en otros estudios (Campillay et al, 2017; Abe et al, 2014; Janssen et al, 2017) el diseño y prototipado de un sistema de evaluación del control postural en la marcha mediante el uso de instrumentos de medición inercial, en el estudio otoneurológico (16 al, 2008) se han utilizado 15, 20 y 5 segundos, estos valores se justifican, al ser cientos de datos por segundo entregados por el sensor, por lo tanto, la evaluación no debería ser llevada a

cabo en un periodo de tiempo más largo, sobre todo en pruebas de marcha o equilibrio dinámico.

La mayoría de los autores seleccionados, tales como, proponen que se deben realizar al menos 3 repeticiones de estos ejercicios (Abe et al, 2014; Kosse et al 2014; Leiros-Rodriguez et al 2014, 2017), para crear un promedio de las pruebas realizadas y se logre una normalización de estos estudios.

#### 1.5.2.5 Tipos de pruebas

Las pruebas de equilibrio estático más utilizadas por los autores revisados, son la prueba de bipedestación y prueba de apoyo unipodal dominante, ambas con y sin intervención visual y/o propioceptivo. Estas pruebas poseen una mayor justificación empírica y fisiológica y, según Alessandrini y Mancini (2017, 2012), la prueba de bipedestación provoca un mayor número de parámetros y variables a evaluar en un estado de normalidad.

Por otro lado, Leiros-Rodriguez (2014, 2017) menciona que la prueba unipodal entrega información más valiosa al ser una prueba de resistencia, que requiere de un control postural que funcione de manera eficiente permitiendo una valoración clínica del riesgo de caída.

Por otro lado, la única prueba seleccionada para el equilibrio dinámico es TUG, que, si bien es una prueba de marcha y está valorada con base al tiempo en que la persona tarda en realizar la prueba, incluye los movimientos de sentarse/pararse, siendo útil poder evaluar 2 ejercicios en una sola prueba.

	Autor	n	Edad (años)	Situación	Tipo de acelerómetro	Posición de acelerómetro	Parámetros estudiados.	Variables resultados bibliografía	Epoch
Equilibrio estático	Abe et al (2014)	43	22.7 ± 3.4 G1 y 23.4 ± 3.5 G2	Unipodal	3X MVP-RF8-AC Microstone Corp, Japon.	C, P	RMS	AP, ML	20s
	Alessandrini et al (2017)	26	48.6 ± 6.4 G1 y 47.7 ± 6.1 G2	Bipedestación	3X The Movit, Captiks Srl, Italia	L5	RMS	AP, ML	60s
	Kosse et al (2014)	60	26 ± 3.9 G1, 45 ± 6.7 G2 y 65 ± 5.5 G3	Bipedestación	3X iPod Touch G4, Apple Inc. y 3X DynaPort hybride unit, Paises Bajos	L3	RMS	AP, ML	60s
	Leirós et al (2014)	71	64,89 ± 7,63 G1	Unipodal	3X ActiGraph GT3X+ ActiGraph, USA.	L4, L5, S1	A	AP, ML	30s
	Leirós et al (2017)	66	64,9 ± 7,6 G1	Unipodal	3X ActiGraph GT3X+ ActiGraph, USA.	E, L4, L5	RMS, A, TS	AP, ML DV	50s
	Mancini et al (2012)	59	60.4 ± 8.5 G1, 60.2 ± 8.2 G2, 67.1 ± 7.3 G3, 67.9 ± 6.1 G4	Bipedestación	3X 49A33G15 MTX Xsens, Paises Bajos	L5	RMS	AP, ML, DV	30s
	Marchetti et al (2013)	102	47.4 G1, 60.4 G2	Romberg	3X ADXL213AE, Analog Devices, Inc. USA	CA	NPL de AP	AP	40s
	Moen-Nilssen et al (2001)	86	72,5 ± 3,2 G1 y 24,0 ± 3,2 G2	Bipedestación	3X Piezoresistant, Logger Technology HB, Malmo, Suecia	L3	RMS, A	AP, ML	30s
	Whitney et al (2011)	81	47.8 ± 21.2 G1	SOT	3X ADXL213AE, 1.2 g, Analog Devices, Inc. USA	CA	RMS, NPL, P2P	COP, AP	40s
Equilibrio dinámico	Campallay et al (2017)	35	76,2 ± 5,2 G1	TUG	UMI integrada en un smartphone iPhone 4, Apple Inc.	L3	TS, V, A	AP, ML	15s
	Jannsen et al (2008)	12	21-43 G1 y 45-76 G2	SP	3X ADXL202, Analog Devices Inc., adaptados por TEMEC Instruments. Paises Bajos	E, M	TS, SRM	V, F	N/D
	Jannsen et al (2008)	42	28.2 ± 7.9 G1 y 63.3 ± 12.8 G2	SP	3X ADXL202, Temec Instruments, Kerkrade, Paises Bajos	E	RMS, AUC, TS	OL	5s
	Lummel et al (2013)	31	73-99 G1 y 18-23 G2	SP	3X STM-LIS3LV02DQ, STMicroelectronics, Suiza	L2	TS, CV, V	AT, VV	N/D
	Leirós et al (2014)	66	64,9 ± 7,6 G1	TUG	3X ActiGraph GT3X+ ActiGraph, USA.	E, L4, L5	RMS, A, TS	AP, ML DV	50s

Tabla 2: Resumen de investigaciones encontradas que utilizan IMU para la evaluación del control postural. A: aceleración, AP: Antero-Posterior, AT: Angulo del tronco, AUC: amplitudes sumadas, C: Cabeza, CA: Caderas, CV: coeficiente de variación, DS: dirección sagital, DV: Dirección Vertical, E: Esternón, F: Flexión, L3, L4, L5: vértebras lumbares ML: Medio-Lateral, NPL: longitud de trayectoria normalizada, OL: Oscilaciones Laterales, P: Pie, PE: Pelvis, P2P: peak to peak (amplitud) R: Romberg, RMS: root mean square, RS: Romberg Sensibilizado, SOT: test de organización sensorial SRM: media de respuesta estandarizada para la acelerometría ascendente, SP: sentarse y pararse, TS: tiempo en segundos, TUG: timed up and go, V: Velocidad, VV: Velocidad de la Vertical, 3X: acelerómetro triaxial.(Fuente: Elaboración propia.)

## 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y OBJETIVOS

Como ya se ha adelantado en la introducción, medir e incluir instrumentación cuantitativa en los

protocolos de evaluación otoneurológica conlleva un avance exponencial en la capacidad de pesquisa y análisis de los problemas asociados al sistema vestibular y el control postural. Sin embargo, como se ha descrito, algunas de las evaluaciones presentes en los protocolos, específicamente los de evaluación de la marcha y la postura, utilizan pruebas cualitativas o no



instrumentalizadas, o que conllevan algún tipo de sesgo del evaluador. Además, teniendo en cuenta el avance tecnológico y de acceso al conocimiento, la viabilidad del proyecto es alta. Hoy en día existen innumerables fuentes de acceso a la información mediante internet y comunidades muy activas de apoyo al desarrollo de propuestas opensource.

## 2. 1 HIPÓTESIS

- Gracias a la búsqueda bibliográfica y medios opensource, es posible desarrollar un sistema de pesquisa de datos inerciales.
- Es posible utilizar los sensores IMU para el análisis de los movimientos corporales en el control postural.
- El uso de IMU es compatible con las pruebas de marchas en la evaluación otoneurológica.

## 2.2 Objetivo General

Desarrollar y pilotar un prototipo de evaluación del control postural (CP) mediante el uso de instrumentos de medición inercial (IMU), para el apoyo diagnóstico en la evaluación otoneurológica, principalmente en las pruebas de marcha estática y dinámica.

## 2.3 Objetivos Específicos

- Desarrollar prototipo experimental evaluando funcionalidades en laboratorio.
- Evaluar sistema IMU en la prueba de marchas.
- Evaluar sistema IMU en la prueba de equilibrio estático.

## 3. MATERIALES Y MÉTODOS

### Materiales

Hardware prototipo:

- Módulo microcontrolador esp12S con esp32866 de Espressif.

Características:

- CPU RISC de 32-bit: Tensilica Xtensa a 80MHz, con posibilidades de overclocking hasta 160MHz
- RAM 64Kb para instrucciones y 96kb para datos
- Memoria Flash de 4mb
- Interfaz Wifi IEEE 802.11b/g/n
- IMU BNO055 de la marca BOSH

Características:

- 9 grados de libertad (DOF), con acelerómetro, giroscopio y magnetómetro.
- Acelerómetro de 14 bits con rango de sensibilidad de  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$  y  $\pm 16g$ .
- Tolerancia del acelerómetro  $\pm 4\%$ .
- Giroscopio de 16 bits con rango de sensibilidad entre los  $\pm 125^\circ/s$  a los  $\pm 2000^\circ/s$ .
- Tolerancia del giroscopio  $\pm 3\%$ .
- Magnetómetro con sensibilidad de  $\pm 1300\mu T$  en los ejes X,Y y  $\pm 2500\mu T$  en Z.

Software prototipo:

- Python3.6 y PyQt5 para el desarrollo de interfaz gráfica.
- PyGraph, para el desarrollo de lar gráficas interactivas.
- Pyserial para la comunicación con el receptor.



- Numpy para el análisis numérico y Pandas para el análisis de datos.
- Peakutils y Scipy para el análisis de señales digitales.
- Kicad para el desarrollo de los prototipos.
- Onshape para el desarrollo de las partes plásticas.

Firmware prototipo:

- Arduino para la programación del microcontrolador con las librerías:
- Esp8266 Arduino Core, como firmware del microcontrolador.
- BNO055 de Adafruit para la conexión y manejo del sensor.
- Imumaths de Adafruit para el cálculo de vectores roll, pitch y yaw del sensor IMU.

### 3. MÉTODOS

#### 3.2.1 Modelado del prototipo

Si bien los sistemas IMU pueden capturar los movimientos de un cuerpo en el espacio, por sí solos no son suficientes para lograr un análisis de los mismos. Es así como el diseño del sistema de evaluación se propone en tres etapas: una inicial de captura, análisis primario y emisión; una segunda de recepción de datos y control; y una tercera etapa de visualización y análisis de resultados. En la figura 4 se observa un diagrama de bloques de la propuesta.

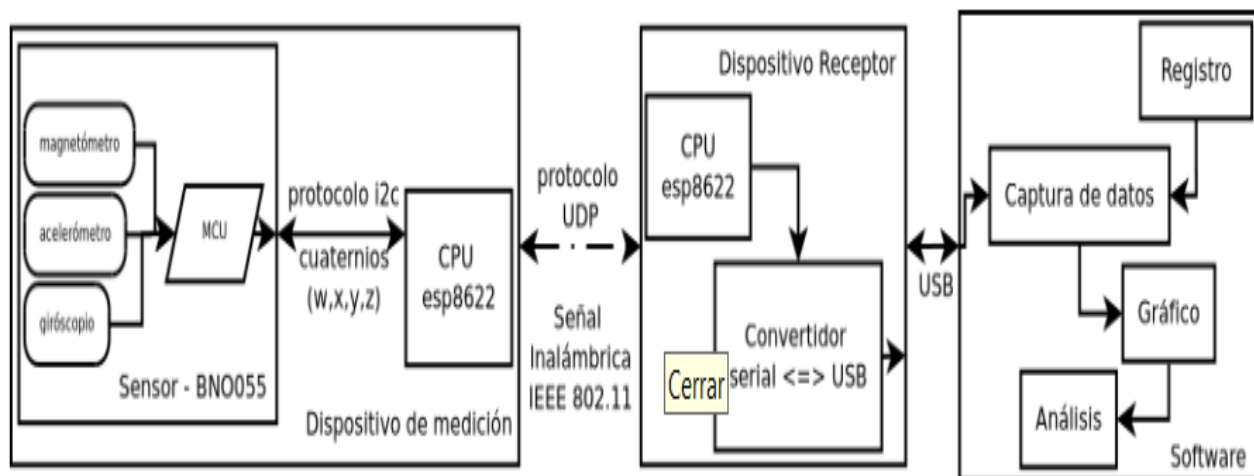


Figura 4: Flujo de bloques de la mecánica del dispositivo (Fuente: Elaboración propia.)

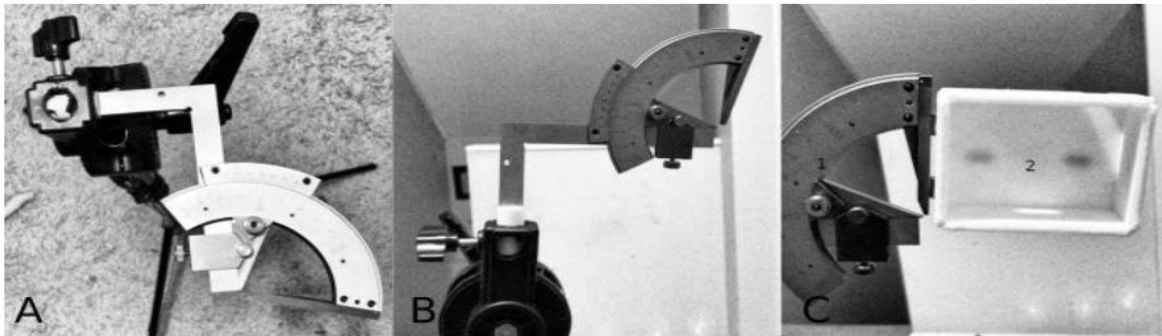


Figura 5: Arreglo para evaluación del error y sensibilidad del dispositivo de evaluación del control postural. (A) Goniómetro en trípode en el plano horizontal, (B) Goniómetro en trípode en el plano vertical, (C) (1) goniómetro con soporte del dispositivo (2) (Fuente: Elaboración propia.)

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \rightarrow \Delta X = \max(p, \sigma_m), \text{ siendo, } \sigma_m = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x} - x_i)^2}{n(n-1)}}$$

Fórmula 1: Cálculo de la incertidumbre de medidas.

El prototipo incluye entonces un dispositivo de captura que corresponde al sensor BNO055 y un microcontrolador ESP12, los cuales capturan los datos a una tasa de 40 Hz y los envían inalámbricamente mediante protocolo UDP a un receptor conformado por un microcontrolador ESP12 y un adaptador serial-USB. Los datos ingresan a un computador donde son procesados por el software dedicado.

### 3.2.2 Calibración del dispositivo.

Las mediciones pueden verse afectadas por errores e imprecisiones, que en las medidas directas pueden estar dadas por las limitaciones e imperfecciones de los dispositivos de cálculo, por el error en su uso e inclusive, en los supuestos planteados en la forma de la medida de las variables.

En el caso de este dispositivo, se hace necesario realizar una calibración inicial comparando ángulos conocidos con los obtenidos por el mismo, para evaluar así la sensibilidad y el error de medición del aparato. Para esto, se utilizó un goniómetro análogo marca Teerwere de 320°, con una sensibilidad de 2' (0.03°), previamente calibrado en laboratorio de metrología mediante comparación con bloques de patrón angular y mesa de planitud según metodología SMI-PT01-ILON08 homóloga de la DI-003 (CEM, 2019). Se adaptó a un trípode mediante una pieza impresa en 3d (en la figura 5 se puede observar el arreglo). Para cada eje se realizaron medidas de doce puntos de calibración separados 30° uno del otro, entre los 0° y 330° con una repetibilidad de 10 medidas, considerando el valor real de comparación como el obtenido por el goniómetro. En la fórmula 1, se observa el método de cálculo.

### 3.2.3 Adquisición y tratamiento de la señal

La propuesta de análisis de datos para el estudio de los movimientos de la marcha se basa en los movimientos angulares que describe el cuerpo al desplazarse o mantener la postura erecta mediante las estrategias de cadera y tobillo que describen el modelo del péndulo invertido, integración de los procesos cognitivos de referencia vestibular, visual y propioceptiva. Por lo anterior, el modelo de ángulos de navegación o de Tait-Bryan (yaw, pitch y roll) que corresponden a un tipo de ángulos de Euler, son apropiados para describir las oscilaciones del cuerpo. Además, este tipo de análisis angular ya se utiliza para describir los movimientos de la cabeza en prueba vestibulares. Una de las características del sensor seleccionado (BNO055), es que presenta una MCU (microcontrolador) que es capaz de entregar directamente la información en cuaternios, los cuales son procesados (mediante la fórmula 2) en el microcontrolador esp8622, para obtener los ejes roll, pitch y yaw.

$$\text{roll} = \arctan2\left(2((w * x) + (y * z)), (x^2 - y^2 - z^2 + w^2)\right)$$

$$\text{pitch} = \text{asin}\left(-2((x * z) + (y * w)) / (x^2 + y^2 + z^2 + w^2)\right)$$

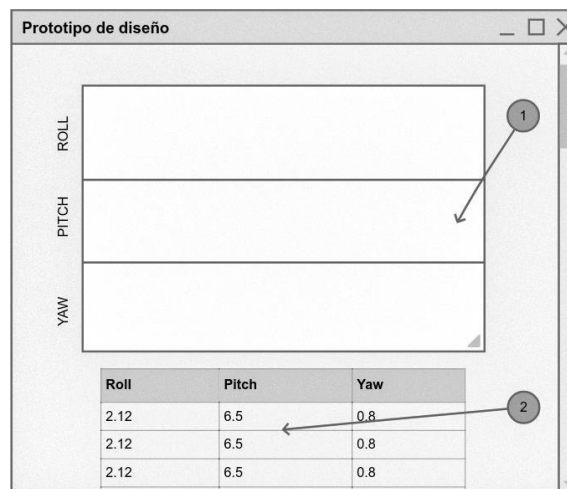
$$\text{yaw} = \arctan2\left(2((y * z) + (x * w)), (-x^2 - y^2 + z^2 + w^2)\right)$$

**Fórmula 2:** Cálculo de los ejes de movimiento.

### 3.2.4 Software para el análisis de los datos capturados.

El software dedicado se programó en Python 3.6 con una GUI (del inglés graphical user interface) diseñada en Qt5. Esta permite al usuario crear pruebas según diferentes condiciones, ya sean estáticas o dinámicas, pudiendo seleccionar el tiempo de la ventana de captura. Posterior a la obtención de datos

de una prueba, el usuario es capaz de analizar los datos marcando ondas y midiendo amplitudes y tiempos. Además, permite realizar una transformada rápida de Fourier para realizar un análisis frecuencial de la prueba. En la figura 6 se observa el prototipo establecido para la GUI del software.



**Figura 6:** Prototipo de GUI para la representación de los datos del dispositivo. (1) área de gráficos, (2) tabla con datos crudos (Fuente: Elaboración propia.)

### 3.2.5 Procedimiento experimental

Para las evaluaciones, al ser necesario comparar los procedimientos análogos con los realizados con IMU, se procedió a grabar en vídeo cada una de las pruebas. Esta grabación se realizó mediante video con imagen de 1920x1080px (Full HD), velocidad de obturación 59,93 fotogramas por segundo. Además, se equipó a los sujetos con bandas elásticas de distinto color en las diferentes extremidades (ver figura 7), lo que permitió analizar con mayor precisión los movimientos en vídeo. Se usó un marcador luminoso (2 luces), para la identificación del

tiempo transcurrido, en el cual una luz azul se encendió y apagó cada 400ms., y una luz roja cada 300ms.

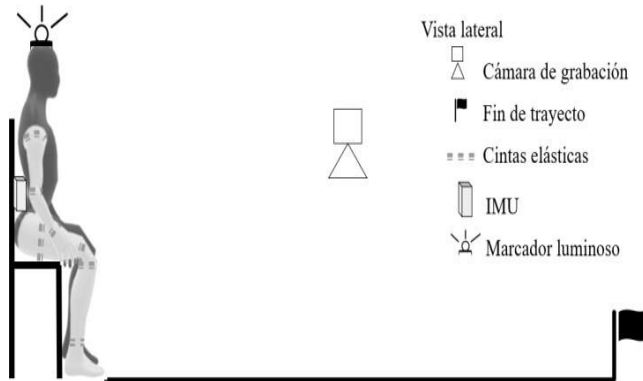


Figura 7: TUG: el individuo comienza sentado con el equipamiento de evaluación, al aviso se levanta lo más rápido posible y camina hasta la marca rodeando y vuelve a la silla para tomar asiento. (Fuente: Elaboración propia).

En la preparación, los sujetos fueron equipados con el IMU en el área lumbar (L4 y L5) ver figura 8, verificando la correcta nivelación del aparato en la espalda a través de niveles de agua (plano sagital y frontal). Se ubicaron las cintas elásticas en las diferentes extremidades y el casco con luces en la cabeza. Para iniciar la evaluación, se solicitó a los participantes que permanecieran en sedestación en una silla sin reposabrazos, mientras se calibraba el dispositivo. Posterior a la calibración, se les avisa que debían ponerse de pie sin apoyo de brazo y comenzar a caminar de forma natural durante 3 metros para luego girar en la marca y volver a su puesto. Este procedimiento se repitió 3 veces, con una ventana de evaluación de 20 segundos por medición. Además, se realizaron pruebas de Romberg y Unterberger-Fukuda a los participantes. En la figura 9, se puede observar las posiciones utilizadas. Los resultados sirvieron para conocer el estado normal de los

participantes, realizar comparaciones adicionales entre los resultados análogos y los digitales..

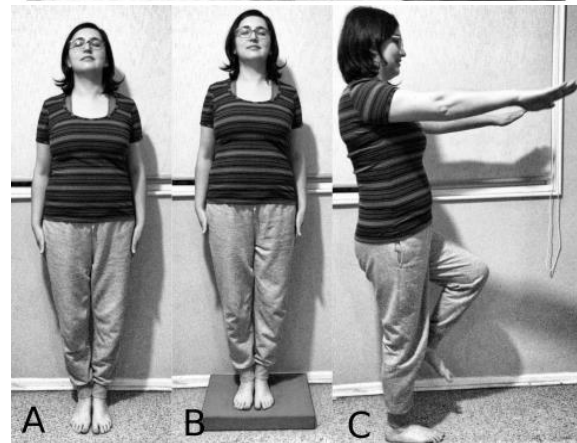
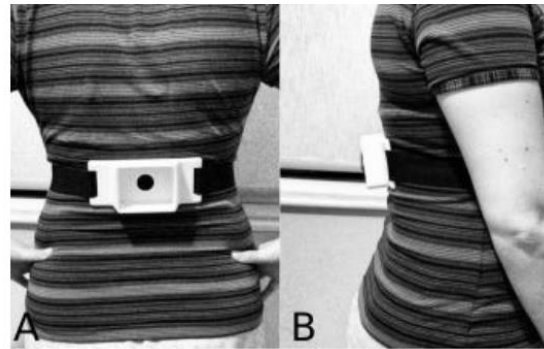


Figura 8: Ubicación del dispositivo en la espalda a la altura de T7. (Fuente: elaboración propia)

Figura 9: Algunas de las posiciones evaluadas. (A) Romberg, (B) Romberg sensibilizado con plataforma de espuma, (C) Unterberger-Fukuda. (Fuente: Elaboración propia.)

Las variables fueron las siguientes:

### 3.2.5.1 Población para la prueba piloto

La muestra fue conformada por 30 sujetos sanos (14 hombres, 16 mujeres), con un rango de edad comprendido entre los 20-28 años (media 23.4 años, SD. 1.94), y una altura entre 149-190 cm (media 1.65, SD 0.1), además de un peso entre 48.2-95.0 Kg.



(media 67.61, SD. 13.41). Dichos sujetos fueron reclutados de la población estudiantil de una institución de educación superior de la Región de Los Lagos, Chile, entre julio del 2020 y febrero del 2021. El extenso espacio de tiempo para la toma de muestra viene marcado por la contingencia sanitaria del momento (COVID-19), y las restricciones de movilidad dentro del país. Dentro de los datos de morbilidad, se puede observar que el índice de masa corporal (IMC) estuvo en un rango entre 19.69-29.87 (media 24.51, SD. 2.93), de los cuales 13 sujetos fueron clasificados como normales (IMC menor a 24.9) y 17 con sobrepeso (IMC entre 25 y 29.9). Ninguno de los individuos presentó ingesta de alcohol y/o drogas 24 horas previo al análisis. Tampoco relataron presentar diabetes mellitus, hipotiroidismo, enfermedades musculoesqueléticas, cirugías y/o lesiones físicas que afecten la marcha. Cada uno de los participantes firmó un consentimiento para participar del estudio y el estudio fue aprobado por consejo de escuela de la carrera de origen de los estudiantes y el comité de ética de la Universidad Austral de Chile. Esto, a razón que los comités éticos científicos locales solo autorizaron en el periodo, actividades de investigación dentro de las dependencias públicas a las que representan.

### 3.3 Análisis Estadísticos

Para el análisis estadístico se utilizó el software libre GNU-PSPP y el paquete R, con los que se compararon los resultados obtenidos entre las pruebas de vídeo y de registro IMU mediante correlación de  $r$  de Pearson. Además, se realizaron descripciones del grupo evaluado.

En las pruebas con resultados cualitativos

como Romberg y Unterberger-Fukuda, solo fue posible evaluar si el prototipo entregaba valores dentro de lo establecido por los autores de referencia para una población sin problemas en el control postural. Al ser la prueba del prototipo una recolección de datos observacionales, se utilizó estadística descriptiva (medidas, desviaciones estándares, mínimos y máximos) sobre los resultados.

## 4. RESULTADOS

### 4.1 Desarrollo del sistema de evaluación

A continuación, se describen los resultados obtenidos del desarrollo del prototipo.

#### 4.1.1 Electrónica

El equipo conseguido consta de dos etapas, un emisor que es el que posee el sensor IMU, (el cual fue bautizado como “9axis” por sus 9 grados de libertad), y un receptor USB que interactúa con el primero para solicitar la información de posicionamiento y movimiento del cuerpo. El prototipo 9axis se desarrolló sobre perfo-board de doble cara y se establecieron tres etapas, una de alimentación con carga USB y batería de 1000mAh, otra de captura y procesamiento que contiene al esp12 y al sensor BNO055, y posee un buzzer que sirve para emitir sonidos según sea necesario en el protocolo de evaluación. Finalmente, la tercera etapa corresponde a una de interfaz con un display OLED de 0.9” y un micro joystick, para interactuar con el equipo. En la figura 10 se puede apreciar el prototipo desensamblado en sus tres etapas, y en la figura 11 se pueden observar tanto el transmisor como el receptor.



El prototipo previamente descrito corresponde a la versión funcional que se llevó al diseño de electrónica y de placa para producción, en el apéndice 4 se encuentra el

plano del circuito y en la figura 12 se puede observar un renderizado de la placa en 3d mediante la aplicación Kicad.

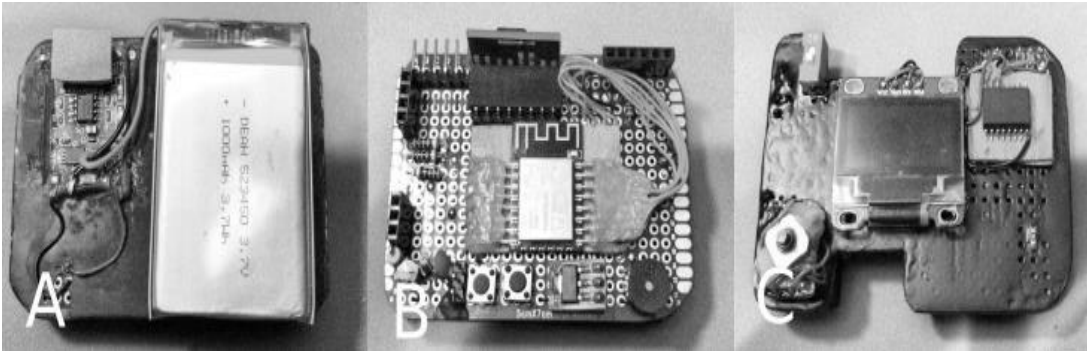


Figura 10: *Prototipo 9Axis*. (A) Etapa de alimentación: a la derecha la batería de litio-ion de 1000mAh y 3.7v, a la izquierda el regulador y cargador USB. (B) Etapa de procesamiento: se puede observar en el centro el módulo esp-12 y sobre él, el módulo BNO055, ubicado de forma perpendicular a la placa base. En la esquina inferior derecha se posiciona un buzzer para dar avisos sonoros. (C) Interfaz: en el centro se observa pantalla oled de 0.9”, en la esquina inferior izquierda el joystick de comandos, en la esquina superior izquierda la palanca de encendido/apagado.(Fuente: Elaboración propia).

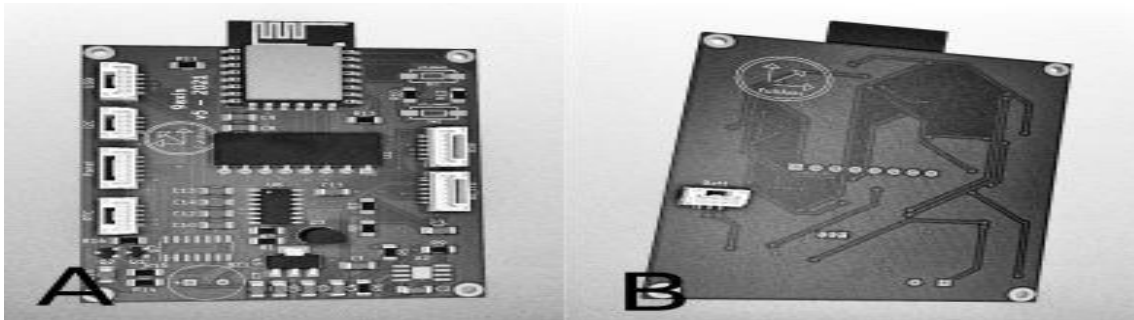


Figura 11: *Hardware FullAxis*: (A) Receptor USB. (B) Sensor emisor. (Fuente: Elaboración propia.)

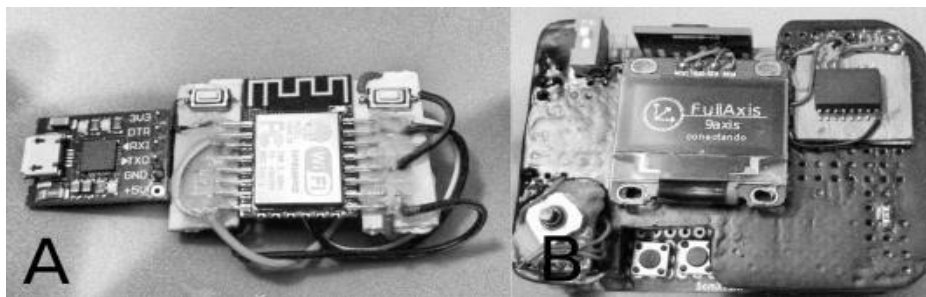


Figura 12: *Renderizado 3d de la placa para fabricación industrial*. (A) Anverso de la placa que contiene la etapa de procesamiento y captura. (B) Dorso de la placa donde se ubicará la batería de litio-ion. (Fuente: Elaboración propia.)

#### 4.1.2 Firmware.

El firmware se desarrolló en lenguaje arduino, aprovechando las capacidades inalámbricas del esp12. Por tanto, se programaron comunicaciones mediante UDT. En los apéndices 1 y 2, se pueden revisar los códigos de programación utilizados, se han omitido las librerías de terceros y de uso público.

#### 4.1.3 Software

El software se bautizó como “FullAxis”, referencia a la capacidad de registrar los eventos de movimiento del cuerpo en el espacio. Como ya se mencionó en el apartado anterior, el software se desarrolló en Python con la librería para GUI, QT5. El código fuente principal se puede revisar en el apéndice 3, las actualizaciones se pueden revisar en <http://github.com/debaq/fullaxis>, y descargar su versión para ejecutar con Python. En la actualidad no existe una versión para ejecutar directamente en algún sistema operativo. En las ilustraciones 13, 14 y 15, se puede observar el software funcional.

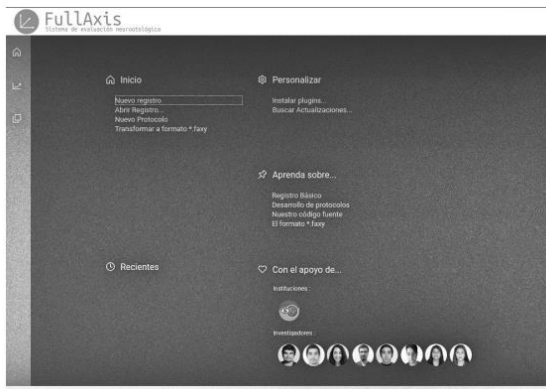


Figura 13: Interfaz FullAxis portada: se puede observar la portada donde se encuentran accesos directos a la apertura de archivos, la personalización del software, y

la ayuda. Además, se puede se observan fotografías de los profesionales que apoyaron el proyecto. (Fuente: Elaboración propia).



Figura 14: Interfaz FullAxis, Área de comparación: se pueden observar los gráficos de registro de los tres planos, pero en dos curvas por plano, esta visual permite comparar resultados intra e inter individuo (Fuente: Elaboración propia).

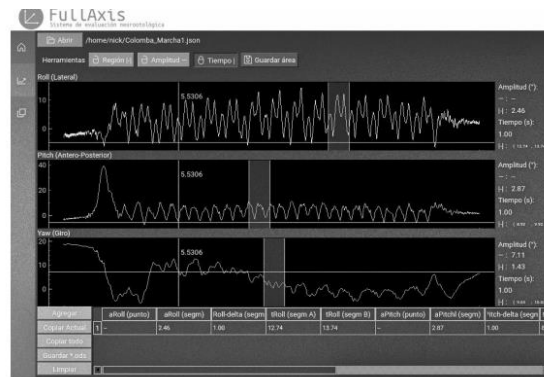


Figura 15: Interfaz FullAxis, Área de registro: se pueden observar los gráficos de registro de los tres planos estudiados, Además, permite la selección y medida de los ángulos de desplazamiento por punto o por área. En el margen inferior se observa el área de extracción de datos en formato de tabla (Fuente: Elaboración propia).

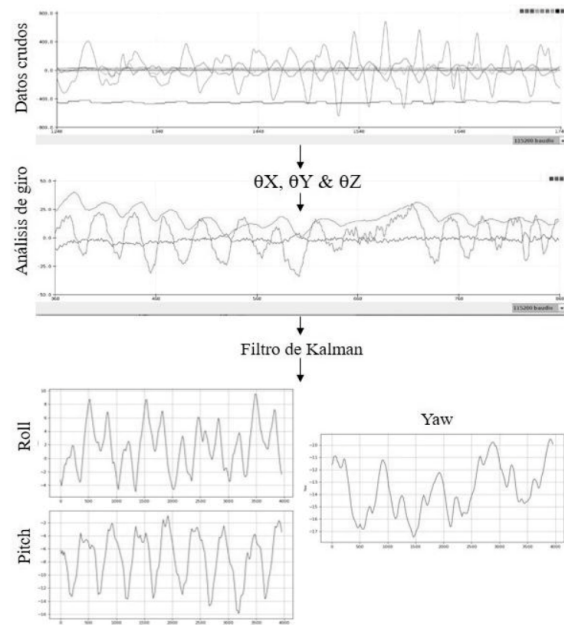
#### 4.1.4 Calibración

En la Tabla 3 se pueden observar los resultados de la incertidumbre de medida en cada uno de los ejes. El n total para cada uno de ellos, fue 1200 medidas. Los equipos se mantuvieron a temperatura ambiental aproximada de 20 °C.

Eje	Angulo	Media	Incertidumbre
roll	30°	29,87°	0,002°
	150°		
	210°		
	330°		
yaw	30°	32,02°	0,006°
	150°		
	210°		
	330°		
pitch	30°	30,34°	0,001°
	150°		
	210°		
	330°		

**Tabla 3:** Resultados de la calibración del dispositivo, y cálculo de la incertidumbre de la medida (**Fuente:** Elaboración propia).

Obsérvese que la mayor incertidumbre y diferencia de medida fue obtenida por el eje yaw, el cual principalmente obtiene información de su ubicación hacia el norte magnético de la tierra. Posteriormente, estos datos fueron utilizados en el ajuste de los filtros del registro (véase Figura 16)



**Figura 16:** *Proceso de obtención y filtrado de datos.* En la figura podemos observar en la parte superior la gráfica de los datos crudos de aceleración giroscopia y magnetógrafo en X, Y & Z.

En el gráfico central se puede observar el resultado de la aplicación del uso de ángulos de Euler, transformación realizada a nivel de hardware, obteniendo pitch, roll y yaw, los cuales se obtuvieron con ruido, y, para quitárselo, se utilizó el filtro de Kalman (**Fuente:** Elaboración propia).

#### 4.2 Pilotaje en pruebas estáticas

Tabla resumen de la población:

	N (30)	
	Media	DS
Edad	23,4	1,24
Estatura(cm)	165	0,1
Peso(kg)	67,61	13,14
IMC	24,61	2,93

**Tabla 4:** Datos de la población en estudio. DS: Desviación estándar, IMC: Índice de masa corporal. (Fuente: Elaboración propia).

#### 4.2.1 Resultados pruebas de Romberg y Unterberger-Fukuda

##### 4.2.1.1 Romberg

En esta prueba se categorizaron 4 condiciones:

- C1: Romberg ojos abiertos y plataforma estable
- C2: Romberg ojos cerrados y plataforma estable
- C3: Romberg ojos abiertos y plataforma inestable
- C4: Romberg ojos cerrados y plataforma inestable.

En la figura 17 se puede observar el resultado gráfico de un análisis de Romberg con IMU.

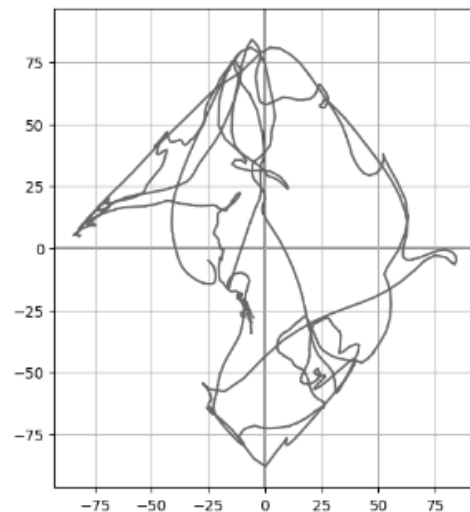
Análisis frecuencial.

El cálculo de la frecuencia de oscilación de los sujetos en los planos Antero-Posterior (pitch) y Medio-Lateral (roll) en cada condición se obtuvo con RMS. En la figura 18 se pueden observar los promedios de

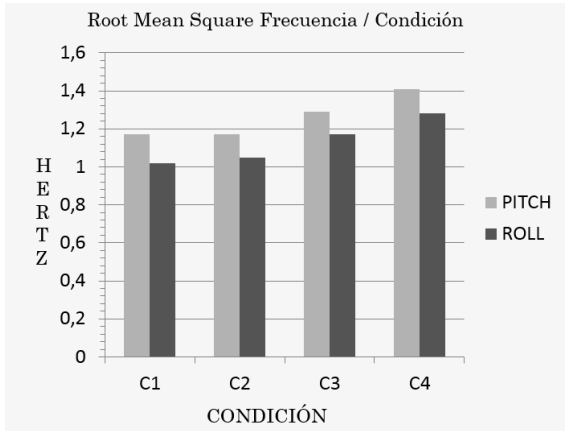
frecuencia de oscilación de los sujetos en las 4 condiciones con sus respectivos ejes (al ser esta prueba sin movimiento, se ha descartado yaw, al no presentar datos de giro). Nótese como al aumentar la dificultad de la prueba, la frecuencia de oscilación aumenta, mostrándose un comportamiento similar al observado en lo establecido en otras investigaciones (Maezler et al, 2012), donde se observaron frecuencias de oscilación en pacientes normales de entre 0,7 y 1,7 Hz (Izquierdo, 2008). En la observación directa y análoga, todos los individuos se observaron sin oscilaciones ni lateropulsiones (figura 18).

#### Análisis de la amplitud

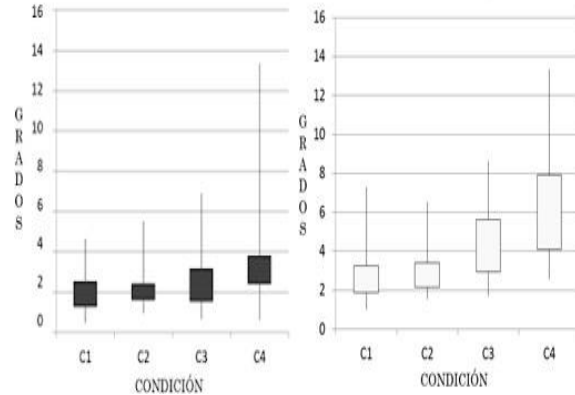
En esta variable se puede observar (figura 19) un comportamiento similar al visto en la frecuencia: al aumentar la complejidad, aumentan los grados de desplazamiento. Se puede observar, además, que roll tiene un desplazamiento mayor. Esto puede estar mediado por la estrategia de tobillos, que es más significativa en población joven (Calderón, 2016).



**Figura 17:** Desplazamiento del CM en el espacio. (Fuente: elaboración propia).



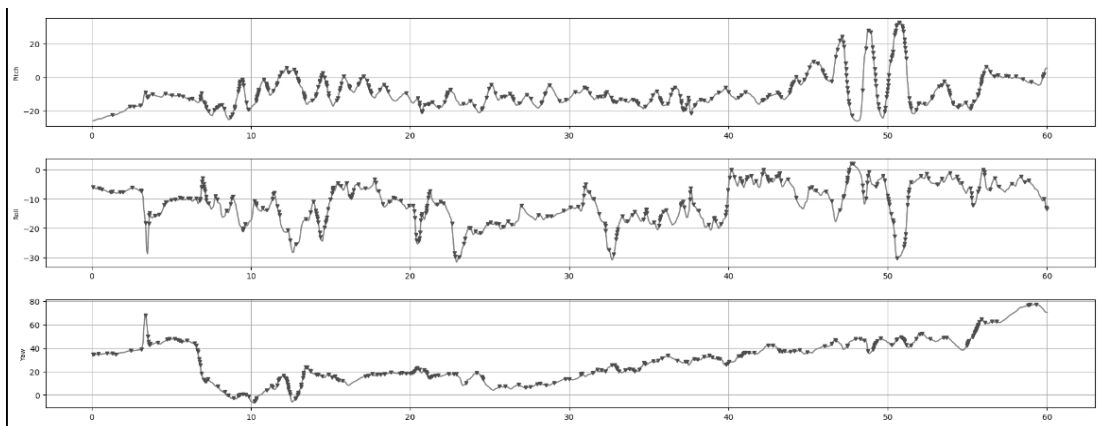
**Figura 18:** Root Mean Square Frecuencia / Condición Pitch: Barra clara, Roll Bara oscura. (Fuente: Elaboración propia).



**Figura 19:** Root Mean Square de la Amplitud, es oscuro Pitch y en claro Roll. (Fuente: Elaboración propia).

#### 4.2.1.1 Unterberger-Fukuda

Esta prueba resultó ser compleja de medir, producto de los cambios dinámicos demasiado abruptos y con una replicabilidad baja. En la figura 20, se puede apreciar una gráfica de los datos. Obsérvese que, en ninguno de los ejes se puede ver un patrón específico del desplazamiento. Al catalogar a los individuos de forma cualitativa, todos resultaron en "no desvía"





**Figura 20:** Respuesta Unterberger-Fukuda: grados/tiempo en los tres ejes. (Fuente: Elaboración propia).

4.2.2 Resultados del análisis de la marcha humana

Para el análisis de la marcha humana se utilizó la prueba TUG, en la tabla 5, se pueden observar los resultados descriptivos de la prueba.

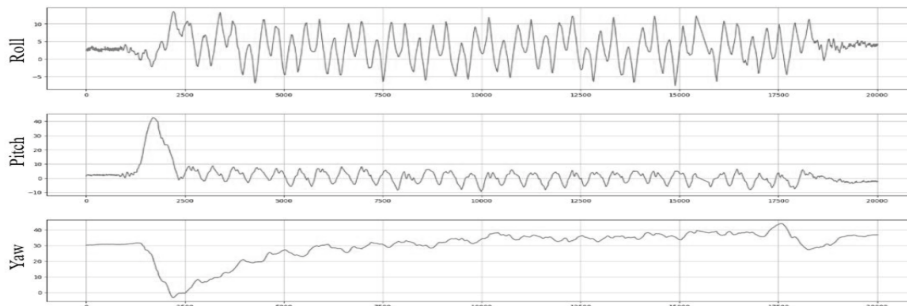
Al separar la población según sexo y edad se observaron mayores amplitudes en los desplazamientos horizontales (pitch) en los hombres (12,65  $\sigma$ 1,82) y con una frecuencia menor (0,87hz  $\sigma$ 0,04), versus las mujeres (11,41  $\sigma$ 1,13 - 0,94hz  $\sigma$ 0,04), principalmente relacionados con la diferencia de estaturas de la población: una media de 173,5cm para los hombres y 158,3 para las mujeres. Sin embargo, en el plano lateral, las mujeres jóvenes presentaron un desplazamiento mayor que los hombres jóvenes en las frecuencias observadas en este plano de desplazamiento. Esto, debido a la rotación angular de la rodilla y cadera que aumenta los movimientos antero-posteriores y mediolaterales en las mujeres. Con relación a la frecuencia, se observa que las mujeres dan pasos más cortos y estrechos que los hombres (Gómez et al., 2015).

		N(30)	Mas(14)	Fem (16)
Amplitud	PITCH	MED:11,99 Ds: 1,59 Min:9,37 Max:15,47	MED:12,65 Ds: 1,82 Min:9,74 Max:15,47	MED:11,41 Ds: 1,13 Min:9,37 Max:13,85
	ROLL	MED:9,93 Ds:1,81 Min:6,83 Max:13,90	MED:9,09 Ds: 1,64 Min:6,83 Max:12,06	MED:10,66 Ds: 1,66 Min:7,98 Max:13,90
	YAW	MED:6,84 Ds:1,87 Min:4,64 Max:10,99	MED:6,62 Ds: 1,35 Min:4,84 Max:9,56	MED:7,03 Ds: 2,26 Min:4,64 Max:10,99
Tiempo	dt_CM	MED:0,95 Ds:0,11 Min:0,76 Max:1,13	MED: 0,93 Ds: 0,12 Min: 0,78 Max: 1,08	MED:0,96 Ds: 0,10 Min: 0,77 Max:1,13
Frecuencia	PITCH_P1	MED:0,91 Ds: 0,06 Min: 0,78 Max:0,99	MED:0,87 Ds: 0,04 Min:0,78 Max:1,08	MED:0,94 Ds: 0,04 Min:0,87 Max: 0,99
	ROLL_P1	MED:0,90 Ds: 0,07 Min:0,67 Max:0,99	MED:0,85 Ds: 0,07 Min: 0,67 Max:0,97	MED:0,94 Ds: 0,04 Min:0,87 Max: 0,99
	YAW_P1	MED:0,91 Ds: 0,06 Min:0,78 Max:0,99	MED:0,87 Ds: 0,04 Min:0,78 Max:1,08	MED:0,94 Ds: 0,04 Min:0,87 Max: 0,99

**Tabla 5:** Resultados TUG. (Fuente: elaboración propia).

4.2.2.1 Patrón de desplazamiento de la marcha en TUG con IMU

En la figura 21 se puede apreciar la respuesta de una marcha completa. Obsérvese lo regular del patrón de cada uno de los ejes.

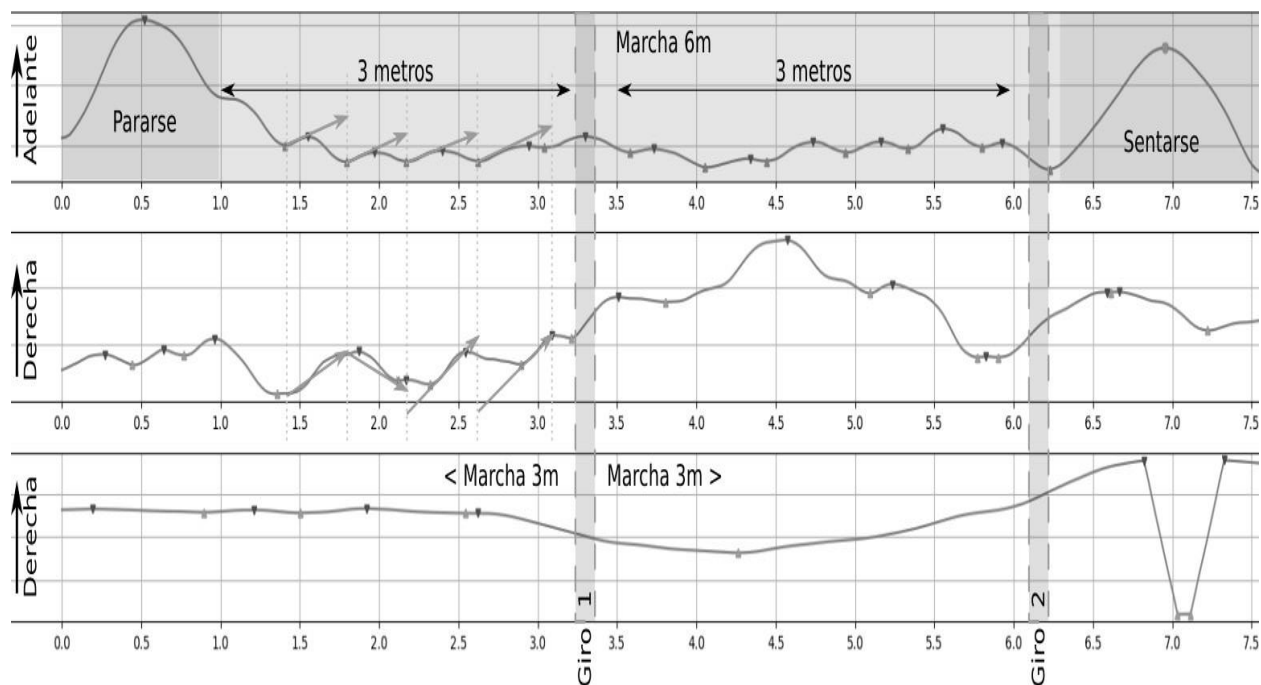


**Figura 21:** Gráfico de desplazamiento en grados / tiempo en prueba de marchas. (Fuente: elaboración propia).

En *roll*, al ser un movimiento lateral, se puede observar cómo el sujeto se tambalea de izquierda derecha con un patrón cíclico en forma de M. En el plano *pitch*, se puede ver el avance de cada uno de los pasos del individuo, y en *yaw*, los bruceos que da al desplazarse. En la figura 22, se puede ver el detalle de la prueba TUG mediante IMU. En *pitch*, se puede ver al inicio una gran dirección positiva que corresponde al pararse; posterior a ello, peak de amplitud constante que corresponden al cuerpo en forma de péndulo invertido al desplazarse. Los patrones en forma de M en *roll*, se pueden apreciar mejor en la figura 25, que corresponde a una ampliación de la misma. Similar situación ocurre con *yaw*.

Respecto a las etapas del TUG, éstas son claramente evidenciables gracias al análisis en conjunto de los tres planos. Para detectar el primer giro, basta con observar la gran deflexión que ocurre en *yaw* aproximadamente a los 3.3 s y luego a los 6.1 s antes de sentarse. Teniendo estos datos en cuenta, es posible evaluar otras características además del tiempo de ejecución de la prueba, estas variables son: cadencia de la marcha, amplitudes de desplazamiento, cantidad de pasos y cantidad de zancadas

**Figura 22:** Análisis de la marcha en TUG, de arriba abajo: Pitch, Roll, Yaw.



(Fuente: elaboración propia)

4.2.2.2 Comparación de resultados b/s IMU

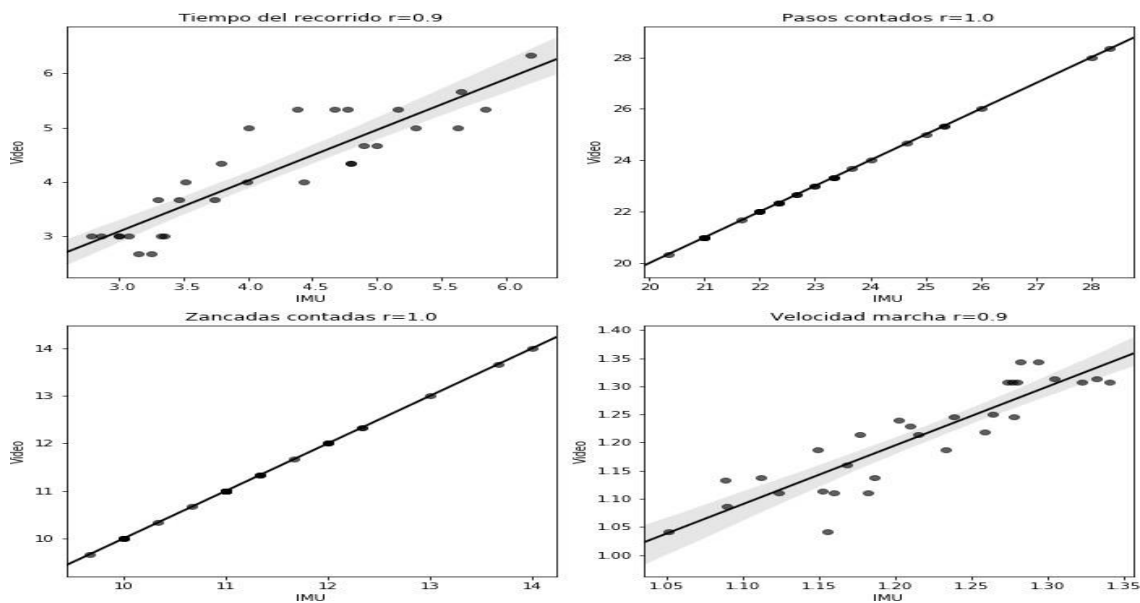
En la tabla 6 se pueden observar los valores obtenidos mediante IMU, mientras que en las figuras 23 y 24 se aprecian las gráficas de correlación entre ambas metodologías. Obsérvese la linealidad que se encuentran en todas las variables con "r" cercanas a 1 lo que significa una alta correlación.

**Tabla 6:** Resultados del análisis descriptivo de la evaluación con IMU

Variables	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Tiempo en registro (seg.)	14.17	1.00	12.79	16.20
Amplitud roll (°)	17.23	2.25	13.11	21.45
Amplitud pitch (°)	14.61	2.65	3.81	19.74
Cantidad de pasos	13.09	2.03	12.00	14.00
Cantidad de zancadas	5	0.08	1.05	1.34
Cadencia (n° pasos/min.)	0.75	0.05	0.61	0.83

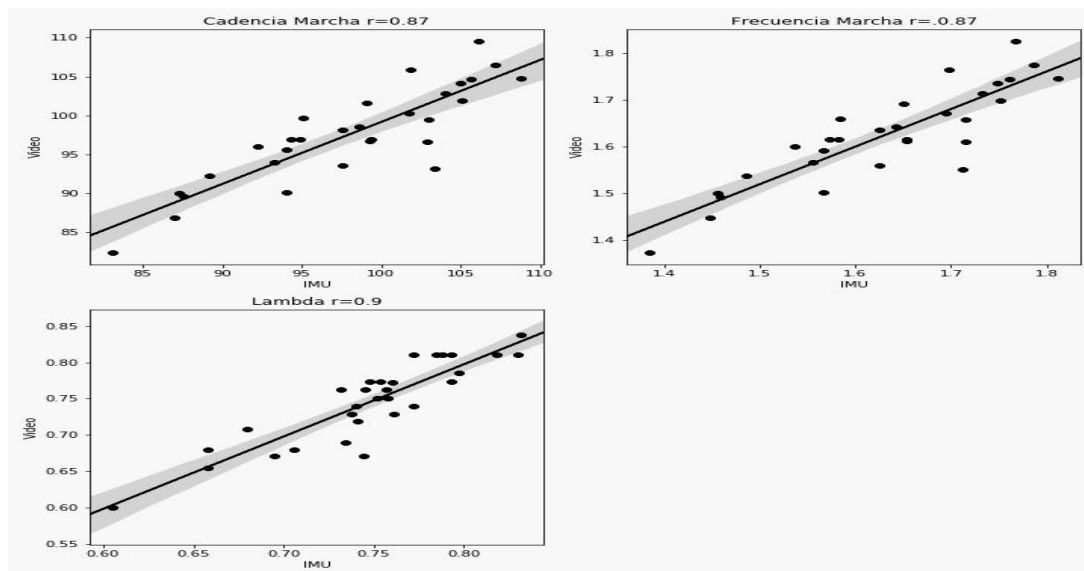
*Fuente: elaboración propia.*

**Figura 23:** Gráficos de correlación de r de Pearson para método de registro con IMU y análisis en Vídeo.



*Fuente: Elaboración propia.*

**Figura 24:** Gráficos de correlación de  $r$  de Pearson para método de registro con IMU y análisis en Vídeo.



*Fuente: Elaboración propia*

#### 4.2.2.3 Caracterización del patrón de la marcha

Como ya se ha mencionado, los tres ejes registrados por el IMU correspondieron a roll, pitch y yaw (Ver figura 25). Al realizar el análisis de eventos ocurridos en la marcha mediante video y contrastarlos con lo registrado en el IMU, se pudo evidenciar patrones cíclicos que corresponden a la marcha.

Como se puede apreciar en la figura, en el plano roll se describen ondas cíclicas con un patrón en forma de “M”, que permite evidenciar claramente las etapas de la marcha. Como ya sabemos, roll registra las inclinaciones laterales; es entonces que se evidencian evidenciar deflexiones positivas

al inclinar el cuerpo hacia derecha. Esto puede ocurrir en dos situaciones: en B1-A2, cuando el pie izquierdo se desplaza a línea media, y en A1'-B1', que es posterior al cruce de línea media del pie derecho y comienza su apoyo, cayendo el cuerpo sobre el pie derecho. Cabe destacar una diferencia entre ambas amplitudes, dada por la necesidad de un mayor ángulo para desplazar el pie izquierdo por lineal media siempre estando en fAU. Este proceso de inclinaciones se repite con los pies contrarios y genera deflexiones negativas A2-A1' y B1'-A2'.

En paralelo, se pueden observar deflexiones positivas en pitch, que corresponden a desplazamientos del cuerpo hacia adelante (p1 y p2) que coinciden con los pasos. Por último, al observar yaw, se pueden ver dos

giros de direcciones diferentes ( $g1$  y  $g2$ ), que corresponden al braceo;  $g1$  es negativo en la figura de ejemplo, por tanto, corresponde a un giro hacia la izquierda, lo que corresponde a un avance del hombro derecho para realizar el braceo compensatorio del pie izquierdo. Finalmente, se puede comenzar un análisis considerando medio ciclo ( $fAU+fAB$  o  $fAU'+fAB'$ ), donde se podría determinar el pie utilizado, solo conociendo los signos de los vectores B1-A2 (positivo para paso derecho y negativo para paso izquierdo), siempre considerando que se encuentren en el mismo tiempo que una deflexión máxima

en cuenta una deflexión máxima en yaw, ya sea negativa para paso con pie izquierdo o positiva para paso con pie derecho.

**Figura 25:** Patrón cíclico de registro de las fases de la marcha obtenido mediante IMU.

$fAU$  comienza el balanceo del pie izquierdo desde A1 hasta A2 (apoyo monopodal derecho),  $fAB$  Apoyo del pie izquierdo en el suelo desde A2 (talón) hasta A1' (pie completo) y paralelamente se inicia el despegue del pie derecho (apoyo bipodal)  $fAU'$ .

Pie derecho se encuentra en fase de balanceo desde A1' hasta A2' (apoyo monopodal izquierdo),  $fAB'$  Pie derecho apoya el pie en el suelo desde A2' hasta A1 (talón), y pie izquierdo comienza el despegue del suelo. Luego comienza un nuevo ciclo de la marcha.

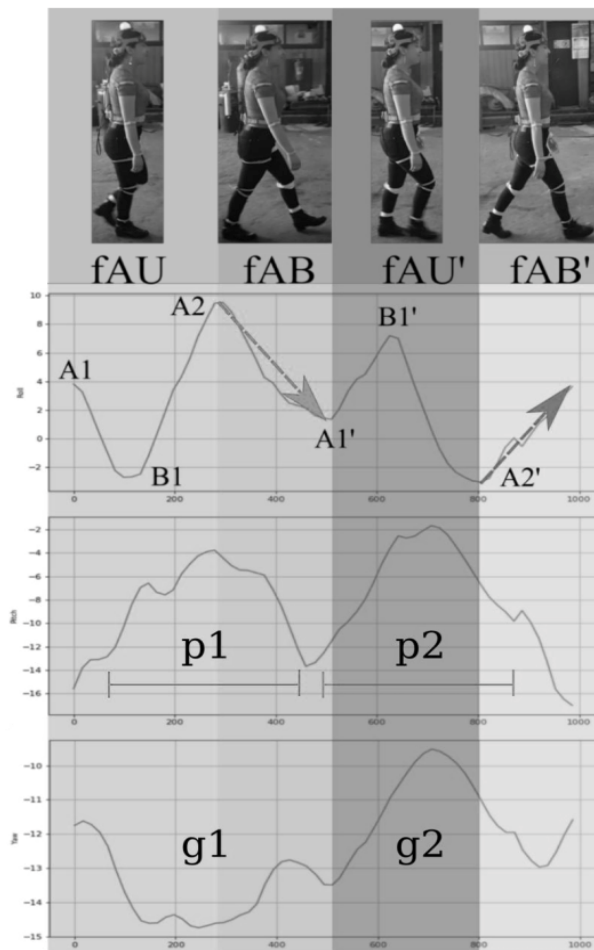
*Fuente: Elaboración propia.*

## 5. PROPUESTA PRÁCTICA

### 5.1 Integración en los protocolos de evaluación otoneurológica

Como se ha evidenciado anteriormente en el presente trabajo, los protocolos de evaluación otoneurológica incluyen una evaluación postural dinámica y estática, típicamente previa a las evaluaciones vestibulares, las que incluyen:

- Prueba de Romberg.
- Prueba de Fukuda-Unterberger.
- Marchas con ojos abiertos y cerrados.
- Prueba de Tandem.



positiva en roll, la cual permite determinar y cuantificar los pasos. Además, se debe tener



La propuesta práctica corresponde a la utilización de sistemas de medición inercial para apoyar la precisa orientación diagnóstica en estas pruebas, lo que conllevará, por supuesto, aumentar los estudios, para agrupar patrones de respuestas en diferentes presentaciones patológicas.

### 5.2 Integración en los protocolos de cribado vestibular mediante “Timed Up and GO”

La prueba de TUG tiene una alta importancia en la detección de riesgo de caída y, por tanto, es utilizada principalmente a nivel de tamizaje. Sin embargo, al instrumentalizar con un sistema IMU, sería posible crear patrones y asociarlos a posibles patologías o disfunciones ya sean de los sistemas motores o de la integración del control postural. Un ejemplo de esto, es lo que propone iTUG (Salarian et al., 2010), donde utilizan un sistema IMU de 2 grados de libertad para poder pesquisar el avance del Parkinson en etapas tempranas.

### 5.3 Seguimiento de la rehabilitación vestibular con sistemas de acelerometría.

Finalmente, otra aplicación práctica podría ser utilizar sistemas IMU en la rehabilitación vestibular evaluando el control postural y la evolución de las estrategias de caderatobillo que logran los pacientes con los ejercicios.

## 6. DISCUSIÓN

En esta investigación se diseñó un sistema de evaluación del control postural mediante acelerometría computacional, ejecutándose la investigación en dos etapas, en la primera de ellas se desarrolló del dispositivo y en la segunda etapa se realizó un pilotaje de pruebas. De los datos más relevantes obtenidos la prueba de TUG con la

implementación del IMU, se logró obtener una relación entre los pasos y el tiempo positiva respecto al TUG tradicional. Sin embargo, este dispositivo logra demostrar más parámetros durante la realización del examen, como la estimación de las diferentes fases de la marcha, dirección del giro, cantidad de pasos, entre otras. Datos que se pueden graficar objetivamente y que representan una gran utilidad clínica, para ser una prueba simple, que solo comprende las tareas de levantarse y sentarse en una silla, girar y caminar.

En el estudio, realizado por Salarian (2012) se comparó pacientes con enfermedad de Parkinson, mediante la utilización de IMU en el TUG, ubicando el dispositivo en el vástago y esternón. Éste, llegó a la conclusión que las fases resultantes podrían usarse para determinar si estos sujetos sufren síntomas de movimiento parkinsoniano. Sin embargo, el tiempo total del TUG no fue capaz de discriminar entre los grupos. Resultado que se contrapone a nuestro estudio, debido a que el tiempo en cada uno de los pacientes, se logra determinar.

Es interesante observar los resultados obtenidos en el análisis de los gráficos donde se observa una mayor amplitud para los movimientos mediolaterales, productos del desplazamiento del centro de gravedad.

Otras investigaciones como la Latt (2019), se evaluó un total de 10 sujetos sanos que caminaron en una superficie lisa de 15 m de longitud, mediante patrones de aceleración en la cabeza y pelvis. El resultado obtenido para un valor de cadencia preferida o habitual, fue de  $100 \pm 1$  pasos/min. lo que se relaciona con lo obtenido en este estudio, con una media de  $97.95 \pm 6.79$  pasos/min., para hombres y mujeres. En cuanto a la

longitud del paso, se obtuvo una media de  $0.75 \pm 0.05$  m. Esto, es similar a lo obtenido por Latt y colaboradores, quienes obtuvieron  $0.73 \pm 0.3$  m. Además, según el estudio de Menz en 30 sujetos sanos que se encontraban en un rango etario entre 22 a 39 años, que fueron estudiados al caminar sobre una superficie regular y una irregular, obtuvieron en la primera evaluación una longitud media del paso de  $0.73 \pm 0.07$  m.

Respecto a los cálculos el estudio mediante el RMS es sin duda lo más utilizado por los diferentes autores esto debido a que permite obtener resultados de medias que se ajustan a la naturaleza de los datos entregados por los IMU's. Otro factor de suma importancia es que el RMS entrega sub-parámetros que si bien se desconoce la utilidad clínica que pueden tener, pueden ser de gran utilidad al momento de realizar investigación como lo hicieron Mancini et al (2012) y Alessandrini et al (2017), y como se observó en esta investigación al describir las oscilaciones en la prueba de Romberg.

### 6.1 Limitaciones

Las limitaciones de esta investigación fueron:

Para la calibración y evaluación del equipo:

- Falta de disponibilidad de inclinómetro digital para cumplir totalmente con las normas de medición utilizadas en este estudio.
- Falta de comparación del desplazamiento del CP entre IMU y posturografía para la verificación del análisis del CP con IMU.

Para el prototipado y plan piloto:

- El diseño del prototipo en protoboard y perforboard mantiene una inestabilidad en la placa frente a los movimientos, lo que ocasiono interferencias en la recogida de datos, y hace necesario que para otros estudios se fabrique la placa final.
- La población para la prueba piloto era reducida y homogénea lo que hace imposible realizar consideración de uso frente a perfiles patológicos de la marcha, control postural o comportamiento del paciente con problemas vestibulares

### 6.2 Líneas de investigación futuras

A partir de los resultados obtenidos y las propuestas prácticas declaradas, la línea de investigación continuará por dos frentes bien diferenciados: el desarrollo y la creación de una base de datos.

#### 6.2.1 Desarrollo

Al terminar este trabajo aún no existía una versión industrializada del desarrollo del equipo, lo cual es necesario para continuar con las investigaciones. Además, si bien existe un software, éste se encuentra aún poco desarrollado y sin capacidades de ser utilizado en múltiples sistemas, y el nivel de conocimiento necesario para lograr que se ejecute es de nivel de programación. El siguiente punteo corresponde al plan de desarrollo:

1. Fabricación de placas electrónicas y ensamblajes de prototipos por terceros.
2. Validación de los diseños ergonómicos y de seguridad electrónica.
3. Compilación del software para múltiples plataformas.

4. Buscar alternativas de acceso para no programadores, o makers.

#### 6.2.2 Creación de base de datos

En este trabajo se pudo ver que el apoyo de tecnologías en técnicas analógicas, permite obtener más información y de mayor calidad, la cual puede ser procesada y comparada con patrones de alteraciones, pudiendo inclusive prevenir el desarrollo de las mismas o tomar acciones antes que se instauren. En este sentido, el siguiente punteo describe las actividades propuestas para esta línea de investigación:

1. Inserción del equipo en poblaciones con problemas de CP.
2. Comparación y creación de percentiles por edad y sexo.
3. Creación de base de datos para el desarrollo de modelos de discriminación mediante inteligencia artificial.

### 7. CONCLUSIONES

En este estudio se describieron diferentes variables de la marcha y movimientos del cuerpo cuando éste se ve enfrentado al ejercicio de locomoción, todos medidos mediante IMU. Debe quedar claro que los datos arrojados corresponden al movimiento del equipo a nivel lumbar, siendo una representación de la marcha. Además, se observaron resultados comparativos entre los datos obtenidos de forma análoga versus la instrumentación digital.

Se pudo observar que es posible describir las etapas de la marcha humana en la prueba de TUG, una evaluación que tiene una duración de hasta 20 segundos.

Se constató que observaciones cualitativas, como por ejemplo "Romberg oscilante" o "desvía levemente a izquierda" son posibles de cuantificar en términos de magnitud.

Con los resultados obtenidos, podemos concluir que el uso de IMUs en la práctica clínica aporta nueva información que, si bien es necesario seguir estudiando y recabando datos, principalmente comparaciones de alteraciones. El uso de esta tecnología y su crecimiento aportaría en todos los ámbitos clínicos de la evaluación otoneurológica y del control postural, en la pesquisa/prevención y en el diagnósticotratamiento/rehabilitación.

Esto se debe considerar en futuras investigaciones, enfatizando en la población adulto mayor que presenta mayores problemas de control postural y como consecuencia, la caída

### BIBLIOGRAFÍA

Arenas, A., & Dolores, M. (2016). Análisis y valoración del control postural mediante indicadores basados en acelerometría. Propuesta de aplicación en hipoterapia. <http://dehesa.unex.es/handle/10662/4387>

Armstrong, W., Mcgregor, S., Yaggie, J., Bailey, J., Johnson, S., Goin, A., & Kelly, S. (2010). Reliability of mechanomyography and triaxial accelerometry in the assessment of balance. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20, 726-731.

- <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.02.002>
- Balaguer García, R., Pitarch Corresa, S., Baydal Bertomeu, J. M., & Morales SuárezVarela, M. M. (2012). Posturografía estática con pruebas dinámicas. Utilidad de los parámetros biomecánicos en la valoración del paciente vestibular. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 63(5), 332-338. <https://doi.org/10.1016/j.otorri.2012.03.006>
- Berg, K., & Norman, K. E. (1996). Functional Assessment of Balance and Gait. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4), 705-723. [https://doi.org/10.1016/S0749-0690\(18\)30197-6](https://doi.org/10.1016/S0749-0690(18)30197-6)
- Berg, W. P., Alessio, H. M., Mills, E. M., & Tong, C. (1997). Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing*, 26(4), 261-268. <https://doi.org/10.1093/ageing/26.4.261>
- Berthoz, A. (1991). Reference frames for the perception and control of movement. En *Brain and space* (pp. 81-111). Oxford University Press.
- Breinbauer, H. A. (2016). EVALUACIÓN VESTIBULAR EN 2016. PUESTA AL DÍA. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 27(6), 863-871. <https://doi.org/10.1016/j.rmclc.2016.09.017>
- l volumen*(número de la edición), rango de páginas. DOI o URL
- Williams, R. B., & Davis, C. D. (2018). Sustainable urban development: A comparative analysis. *Journal of Sustainable Cities*, 15(2), 112-130. <https://doi.org/10.1080/12345678.2018.1425367>.
- Buendía, C. (2020). Evaluación del paciente previa a la rehabilitación vestibular. [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2444-79862020000100004](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2444-79862020000100004)
- Calderón, M. (2016). Cambios asociados al envejecimiento normal en los parámetros angulares de la marcha a una velocidad controlada. [https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0034-98872016000100010](https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872016000100010)
- Caídas. (2021, 26 abril). WHO. <https://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/falls>
- CEM (Ed.). (2019). DI-003 Procedimiento para la calibración de transportadores de ángulos. Centro Español de Metrología. <http://www.cem.es/es/divulgacion/documentos/di-003-procedimientocalibracion-transportadores-angulos>
- Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 47(2), 287-302. <https://doi.org/10.1152/jn.1982.47.2.287>
- DigiKey. (2013). Sensores de unidad de medición inercial (IMU) – Analog Devices | DigiKey. Recuperado 10

- de junio de 2020, de <https://www.digikey.com/es/product-highlight/a/analog-devices/sensortechnologies-imus>
- Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Crujeiras, R., Labella-Caballero, T., & SotoVarela, A. (2012). Comparative study of computerized dynamic posturography and the SwayStar system in healthy subjects. *Acta Oto-Laryngologica*, 132(3), 271-276. <https://doi.org/10.3109/00016489.2011.637177>
- Gahery, Y. (1987). Associated movements, postural adjustments and synergies: Some comments about the history and significance of three motor concepts. *Archives Italiennes De Biologie*, 125(4), 345-360.
- Gac E, H., Marín L, P. P., Castro H, S., Hoyl M, T., & Valenzuela A, E. (2003). Caídas en adultos mayores institucionalizados: Descripción y evaluación geriátrica. *Revista médica de Chile*, 131(8). <https://doi.org/10.4067/s0034-98872003000800008>
- García-Pastor, C., & Álvarez-Solís, G. A. (2014). La prueba de Romberg y Moritz Heinrich Romberg. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 15(1), 31-35.
- Gomez Jiménez, M., López de Subijana Hernández, C., & Veiga Fernández, S. (2015). Comportamiento de la Pelvis, el Centro de Gravedad y la Cadera de Hombres y Mujeres Durante la Marcha Normal—G-SE. *Kronos*, 14(2). <https://gse.com/comportamiento-de-la-pelvis-el-centro-de-gravedad-y-la-cadera-dehombres-y-mujeres-durante-la-marcha-normal-1902-sa-757cfb27260794>
- Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 14(Spec No C), 9-13.
- Izquierdo, M. (2008). Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica: Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores. [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_abstract&pid=S1137-66272008000300006](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1137-66272008000300006)
- Izquierdo, M. R. (2007). Estudio de los trastornos del equilibrio en pacientes con enfermedad de Parkinson, mediante la videonistagmografía, la craneocorpografía y la posturografía dinámica computerizada: Rehabilitación vestibular y propuesta de una nueva clasificación del equilibrio en la enfermedad de Parkinson [Http://purl.org/dc/dcmitype/Text, Universidade de Santiago de Compostela]. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=108673>
- J. Paillard. (1976). TONUS, POSTURES ET MOUVEMENTS. En *Physiologie*: Vol. Tomo III.



- <http://www.regispetit.fr/Paillard/122-tonus-posture-mouvement-76.pdf>
- Janssen, W. G. M., Külçü, D. G., Horemans, H. L. D., Stam, H. J., & Bussmann, J. B. J. (2008). Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 16(5), 479-484. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2008.2003386>
- Jáuregui-Renaud, K. (2019). Evaluación clínica básica del paciente con disfunción vestibular. *Anales de Otorrinolaringología Mexicana*, 64(2), 61-66.
- Kamen, G., Patten, C., Du, C. D., & Sison, S. (1998). An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*, 44(1), 40-45. <https://doi.org/10.1159/000021981>
- Kilhane, K. M., & O'Connor, M. O. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults | Age and Ageing | Oxford Academic. <https://academic.oup.com/ageing/article/34/6/556/40438>
- Lacour, M. (2013). Fisiología del equilibrio: De los modelos genéticos a los enfoques cognitivistas. *EMC - Podología*, 15(2), 1-8. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(13\)64685-4](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(13)64685-4)
- Leiros, R. (2012, mayo 16). La acelerometría en la valoración clínica del equilibrio estático y dinámico. *Alto Rendimiento*. <http://altorendimiento.com/laacelerometria-en-la-valoracion-clinica-del-equilibrio-estatico-y-dinamico/>
- López, R. L. (2015). Manual de prevención de caídas en el adulto mayor. En E. M. Mancilla, A. V. Villalobos, P. H. Herrera, & Ministerio de Salud (Eds.), *Módulo I* (pp. 13–17). Duplika Ltda
- Maetzler, W., Mancini, M., Liepelt-Scarfone, I., Müller, K., Becker, C., van Lummel, R. C., Ainsworth, E., Hobert, M., Streffer, J., Berg, D., & Chiari, L. (2012). Impaired Trunk Stability in Individuals at High Risk for Parkinson's Disease. *PLoS ONE*, 7(3), e32240. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0032240>
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinics in geriatric medicine*, 12(4), 635–658.
- Mancilla S, E., Valenzuela H, J., & Escobar C, M. (2015). Timed up and go right and left unipodal stance results in Chilean older people with different degrees of disability. *Revista médica de Chile*, 143(1), 39-46. <https://doi.org/10.4067/S0034-98872015000100005>
- Mancini, M., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Chiari, L. (2011). Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 17(7), 557-562.

- <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2011.05.010>
- Martín Nogueras, A., Calvo Arenillas, J. L., Orejuela Rodríguez, J., Barbero Iglesias, F. J., & Sánchez Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesología*, 2(1), 44-49.
- Martín Sanz, E., Barona De Guzmán, R., Comeche Cerverón, C., & Baydal, J. (2004). Análisis de la interacción visuo-vestibular y la influencia visual en el control postural. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 55(1), 9-16. [https://doi.org/10.1016/s0001-6519\(04\)78476-9](https://doi.org/10.1016/s0001-6519(04)78476-9)
- Martínez, F., Gómez, F., & Romero, E. (2009). ANÁLISIS DE VÍDEO PARA ESTIMACIÓN DEL MOVIMIENTO HUMANO: UNA REVISIÓN. *Revista Med*, 17(1), 95-106.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35-56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-c](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-c)
- Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), R1-20. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/25/2/r01>
- MINSAL. (2018). Examen de Medicina Preventiva del Adulto Mayor. <https://www.minsal.cl/salud-del-adulto-mayor/>
- Mora, F. (2001). Cuaterniones y Ángulos de Euler. (s. f.). Recuperado 10 de junio de 2020, de <https://tecdigital.tec.ac.cr/revistamatematica/ContribucionesN12000/Rotaciones/rotaciones/pag4.htm>
- Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, 46(1), 290-333.
- Oda, D. T. M., & Ganança, C. F. (2015). Posturografía dinámica computarizada na avaliação do equilíbrio corporal de indivíduos com disfunção vestibular. *Audiology - Communication Research*, 20, 89-95. <https://doi.org/10.1590/S2317-64312015000200001469>
- OpenSystems, O. (s. f.). Basics of 6DOF and 9DOF sensor fusion. *Embedded Computing Design*. Recuperado 8 de junio de 2021, de <http://www.embeddedcomputing.com/technology/analog-and-power/basics-of6dof-and-9dof-sensor-fusion>
- O'Sullivan, M. (2009). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. <https://academic.oup.com/ageing/article/38/3/308/15926>
- Paillard, J. (1987). Cognitive Versus Sensorimotor Encoding of Spatial Information. En P. Ellen & C. Thinus-Blanc (Eds.), *Cognitive Processes and Spatial Orientation in*

- Animal and Man: Volume II Neurophysiology and Developmental Aspects (pp. 43-77). Springer Netherlands. [https://doi.org/10.1007/978-94-009-3533-4\\_5](https://doi.org/10.1007/978-94-009-3533-4_5)
- Paillard, Jacques. (1974). Le traitement des informations spatiales. Presses Universitaires de France, 1, 48.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142-148. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Riemann, B. L., Guskiewicz, K. M., & Shields, E. W. (1999). Relationship between Clinical and Forceplate Measures of Postural Stability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 8(2), 71-82. <https://doi.org/10.1123/jsr.8.2.71>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Rivera Rodríguez, T., & Rodríguez Paradinas, M. (2007). Síndrome vertiginoso. *Medicine*, 9(91), 5857-5866. [https://doi.org/10.1016/S0211-3449\(07\)74747-1](https://doi.org/10.1016/S0211-3449(07)74747-1)
- Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2010). ITUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 18(3), 303-310. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047606>
- Sharif, S. I., Al-Harbi, A. B., Al-Shihabi, A. M., Al-Daour, D. S., & Sharif, R. S. (2018). Falls in the elderly: assessment of prevalence and risk factors. *Pharmacy Practice*, 16(3), 1206. <https://doi.org/10.18549/pharmpract.2018.03.1206>
- Tolosa, I. (2013). Introducción al análisis de la marcha | Request PDF. [https://www.researchgate.net/publication/334728816\\_Introduccion\\_al\\_analisis\\_de\\_la\\_marcha](https://www.researchgate.net/publication/334728816_Introduccion_al_analisis_de_la_marcha)
- Winter, D., Prince, F., & Patla, A. (1997). Validity of the Inverted Pendulum Model of Balance in Quiet Standing. *Gait and Posture*, 5, 153-154. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)83376-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)83376-0)
- Young, R. R. (1979). Neurophysiology of postural mechanisms, 2nd edition. By T. D. M. Roberts, 496 pp, illus, Butterworth's, London, England, 1978. £30. Figura 11-Carta-de-Aprobacion-por-el-Comite-de-Etica-del-SSMNMuscle & Nerve, 2(3), 241-242. <https://doi.org/10.1002/mus.880020315>