

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/337484558>

# Evaluación de la marcha utilizando unidades de medición inercial (Assessment of gait using inertial measurements units)

Article · November 2019

CITATIONS

0

READS

650

11 authors, including:



**Tania Aznielle Rodríguez**

Cuban Neurosciences Center

9 PUBLICATIONS 8 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



**Leisy Serrano**

Cuban Neurosciences Center

2 PUBLICATIONS 0 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



**Daysi García Agustin**

Center of Longevity, Aging and Health, Havana Cuba

5 PUBLICATIONS 8 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



**Leynier Gutiérrez González**

University of Havana

1 PUBLICATION 0 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



ESA IAP ARTES 20 SAFEDM Demonstrator Project (<https://artesapps.esa.int/projects/safedem>) [View project](#)



Vision-based robot control [View project](#)

## **EVALUACIÓN DE LA MARCHA UTILIZANDO UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL**

## **ASSESSMENT OF GAIT USING INERTIAL MEASUREMENTS UNITS**

*Tania Aznielle Rodríguez<sup>1</sup>, Leisy Serrano Blanco<sup>1</sup>, Jaime Menéndez Álvarez<sup>1</sup>, Ana Fernández Nin<sup>1</sup>, Daysi García Agustín<sup>2</sup>, Beatriz Machado Morciego<sup>3</sup>, Leynier Gutiérrez González<sup>4</sup>, Carlos Bermudez Porto<sup>4</sup>, Leonel García López<sup>4</sup>, Hichem Sahli<sup>5</sup>, Mitchell Valdés Sosa<sup>1</sup>*

1. Centro de Neurociencias de Cuba, Cuba, [tania@cneuro.edu.cu](mailto:tania@cneuro.edu.cu)

2. Centro de Investigaciones sobre Longevidad, Envejecimiento y Salud (CITED), Cuba, [daysiga@infomed.sld.cu](mailto:daysiga@infomed.sld.cu)

3. Universidad Tecnológica de La Habana, Cuba, [bmachadom@automatica.cujae.edu.cu](mailto:bmachadom@automatica.cujae.edu.cu)

4. Universidad de La Habana, Cuba, [l.gutierrez@estudiantes.matcom.uh.cu](mailto:l.gutierrez@estudiantes.matcom.uh.cu)

5. Universidad Libre de Bruselas, Bélgica, [hsahli@etrovub.be](mailto:hsahli@etrovub.be)

**RESUMEN:** Los patrones de la marcha sufren una modificación natural a lo largo de la vida, produciéndose también trastornos de la misma debido al envejecimiento y diferentes patologías. Su análisis permite la evaluación del desempeño físico en diferentes edades y constituye un predictor del riesgo de caídas y de deterioro cognitivo en los adultos mayores. La evaluación clínica de la marcha se realiza usualmente en laboratorios, pero existe una alternativa promisorio mediante el uso de Unidades de Medición Inercial (UMI), dispositivos portables que permiten registrar los patrones de la marcha de forma ambulatoria.

En este trabajo se presenta una metodología para el registro y evaluación de los patrones de la marcha utilizando Bitalino RIoT, una UMI que combina las señales de aceleración, velocidad angular y campo magnético en los tres ejes. Esta se colocó en la región lumbar de los 80 sujetos estudiados a nivel de la vértebra L1, a los cuales se les instruyó caminar en línea recta 40 m, 20 m en cada sentido, realizando diferentes tipos de caminatas.

Se implementó en Matlab un algoritmo para la detección de los eventos de la marcha, a partir de los cuales se calcularon 16 variables espacio-temporales. Se desarrolló un software en Python 3 que visualiza los registros y calcula los eventos y las variables, brindando un reporte de estas.

Se demostró la factibilidad del uso de las UMI en diferentes entornos y con adultos de diferentes edades, lo que posibilita el registro y la evaluación de la marcha con diferentes propósitos.

**Palabras Clave:** Patrones de la marcha, unidades de medición inercial, parámetros espacio-temporales.

**ABSTRACT:** Gait patterns undergo a natural modification throughout life, which may include the occurrence of gait disorders due to aging and different pathologies. Its analysis allows the evaluation of physical performance at different ages and it is a predictor of the risk of falls and cognitive impairment in older adults. The clinical evaluation of gait is usually performed in laboratories, but there is a promissory alternative by the use of Inertial Measurement Units (IMU), portable devices for recording gait patterns in ambulatory environments.

This paper presents a methodology for recording and assessing the gait patterns using Bitalino RIoT, an IMU that records acceleration, angular velocity and magnetic field signals in three axes. It was placed in the lumbar region of the 80 subjects included in the study, at the level of L1 vertebra, adjusting it firmly at the waist. The subjects walked 40 m in a straight line, 20 m in each direction, executing different types of walking.

*An algorithm for detecting the gait events was implemented in Matlab, from which 16 spatio-temporal variables were calculated. A software was developed in Python 3 that visualizes the records and calculates the events and the variables, providing a report of these.*

*It was demonstrated that the use of IMUs in different environments and with adults of different ages is feasible, which makes it possible to perform the gait assessment for different purposes.*

**KeyWords:** Gait patterns, inertial measurement units, spatio-temporal parameters.

## 1. INTRODUCCIÓN

La marcha humana es más que la manera de caminar de una persona, es una característica idiosincrática que está determinada por, entre otras cosas, su peso, la longitud de sus extremidades, el calzado y la postura combinados en un movimiento característico [1]. Los patrones de la marcha se modifican de forma natural a lo largo de la vida [2] - [3]. Pero también pueden modificarse por otras causas como el envejecimiento y la presencia de diferentes patologías como la enfermedad de Parkinson, entre muchas otras.

Los trastornos de la marcha afectan en gran medida la calidad de vida de las personas [4], restringiendo su independencia y validez. Por otra parte, las alteraciones del equilibrio y la marcha son precursores de caídas [5] y de deterioro cognitivo en los adultos mayores [6] – [7]. La marcha constituye un indicador de salud general y tiene una estrecha relación con la expectativa de vida de los ancianos. Por estas razones, su evaluación permite diagnosticar y tratar con precisión una variedad de afecciones médicas [8].

El uso clínico del análisis de la marcha se basa en la comparación de medidas derivadas del análisis de la cinemática, la cinética y la fisiología muscular del aparato locomotor [9]. Estas medidas se obtienen mediante el uso de técnicas entre las que se encuentran: la observación, los diarios, los cuestionarios y los dispositivos tecnológicos [8]. Entre los dispositivos tecnológicos más utilizados se pueden mencionar: sistemas ópticos de seguimiento del movimiento a través de cámaras, placas de fuerza, estereras, interruptores colocados en calzados, sistemas de medición plantar, alfombras, sensores inerciales, entre otros. Algunas de estas tecnologías se emplean solo en laboratorios y por personal especializado, mientras que otras, como los sensores inerciales, pueden utilizarse de manera ambulatoria y en actividades de la vida diaria.

Entre los sensores inerciales, los acelerómetros poseen características que los hacen candidatos atractivos para el monitoreo de los movimientos humanos, demostrando un alto grado de fiabilidad en las mediciones [10]. Su combinación con giroscopios y magnetómetros en las Unidades de Medi-

ción Inercial (UMI) potencia su empleo para este tipo de monitorización. Su reducido tamaño y peso ligero, la comunicación inalámbrica y las posibilidades de colocación en cualquier parte del cuerpo, han facilitado que estos dispositivos vestibles (*wearables devices*) sean ampliamente utilizados para la evaluación de la marcha [11].

En este trabajo se presenta una metodología para el registro y la evaluación de la marcha utilizando UMI. Los objetivos propuestos fueron: (a) evaluación de dos UMI disponibles y selección de la más apropiada para el registro de los patrones de la marcha; (b) ejecución de los registros de la marcha en adultos jóvenes y adultos mayores en diferentes condiciones de caminata, (c) evaluación cuantitativa de los patrones de la marcha mediante la determinación de las variables espacio-temporales y (d) el desarrollo de un software con este propósito para el uso en un entorno clínico.

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 Selección de la UMI

Para la determinación de la UMI más apropiada, se partió de dos adquiridas en el marco del proyecto de investigación dedicado al estudio del envejecimiento en el Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO): BITalino (r)evolution Plugged BLE (UMI BLE) y BITalino IoT (UMI IoT), ambas del fabricante Plux Wireless Biosignals, Portugal. Sus especificaciones técnicas principales se resumen en la Tabla I. Se utilizó el software *OpenSignals (r)evolution*, brindado por el mismo fabricante de forma gratuita, para el registro de las señales en una computadora portátil. Este software permite la comunicación de forma sencilla con ambas UMI, además de salvar los registros en archivos .txt, fácilmente utilizables en cualquier aplicación.

Los aspectos a considerar en la evaluación fueron: especificaciones técnicas, robustez en la transmisión de la información y facilidad de montaje y de uso.

Relativo al tema de las especificaciones técnicas se realizó una comparación en la que se incluyó la presencia de sensores apropiados para el registro de la marcha y la frecuencia de muestreo que per-

miten.

**Tabla I: Especificaciones principales de las UMI evaluadas**

Característica	UMI BLE	UMI RiOT
Sensores	Acelerómetro triaxial (ACC) Electromiografía (EMG) Electrocardiografía (ECC) Respuesta simpática de la piel (EDA) Electroencefalografía (EEG) De luz (LUX)	Acelerómetro triaxial Giroscopio triaxial Magnetómetro triaxial
Comunicación	Bluetooth de bajo consumo	Wifi
Frecuencia de muestreo	1, 10, 100 o 1000 Hz, dependiendo del sensor	200 Hz

Para evaluar la robustez en la transmisión de la información sin pérdidas se realizaron varios experimentos utilizando cada UMI en dos tipos de ambientes: uno interior y otro exterior. Se utilizó el mismo sujeto para realizar estos experimentos y se le instruyó que caminara diferentes distancias (10, 20, 30 y 40 m) a su paso normal. En todos los casos la computadora se colocó en la mitad de la trayectoria, de forma tal que la máxima distancia entre ella y el sensor en cada una de las caminatas fuera de 5, 10, 15 y 20 m, respectivamente.

Para evaluar la facilidad de montaje y de uso se realizó un experimento con 10 adultos jóvenes a los que se les registró la marcha en dos condiciones de caminata (normal y rápida) en una distancia de 10 m. A todos se les colocó la UMI BLE con el módulo principal en el lado derecho de la cintura y el sensor ACC fijado al tobillo derecho y la UMI RiOT en la cintura a nivel de la vértebra L1. Se valoró el tiempo de montaje de ambos dispositivos, su facilidad para ajustarlos a los sujetos y la seguridad de la fijación durante la ejecución del experimento.

Para seleccionar la UMI más apropiada se tuvo en cuenta el desempeño de ambos dispositivos en todos los aspectos señalados anteriormente.

## 2.2 Ejecución de los registros de la marcha

### 2.2.1 Muestra

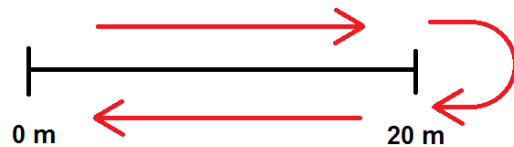
Para la ejecución de los registros de la marcha se utilizó una muestra de 80 sujetos: 40 adultos jóvenes con un rango de edad entre 20 y 40 años, y 40 adultos mayores, con un rango de edad entre 60 y

85 años. Todos los sujetos participantes emitieron un consentimiento escrito para su participación voluntaria en el estudio.

Se excluyeron del experimento aquellos sujetos que tenían incapacidad para caminar de forma natural por desórdenes neurológicos o enfermedades del sistema osteomuscular, aquellos que utilizaran ayudas para la marcha (bastones, andadores o similares) y cuya independencia, evaluada mediante el Índice de Katz (ver acápite 2.2.2), reportara incapacidad moderada o severa.

### 2.2.2 Procedimiento

Todos los sujetos se sometieron a un examen físico neurológico para descartar problemas osteomusculares y neurológicos que afectaran los patrones de la marcha. También se les aplicó una encuesta para la valoración de las actividades de la vida diaria, conocida como Índice de Katz [12].



**Figura. 1: Escenario experimental**

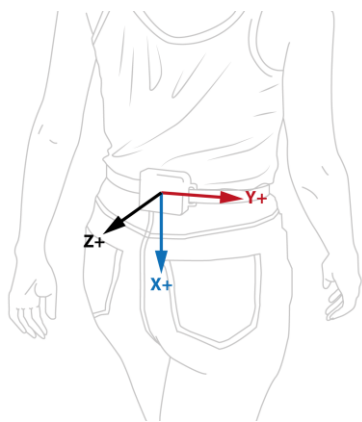
Se instruyó a los sujetos para caminar 40 m en línea recta en un entorno plano y sin obstáculos, 20 m en cada dirección, como se refleja en la Figura. 1, utilizando calzado cómodo. Los sujetos ejecutaron cuatro tipos de caminatas: (a) a una velocidad cómoda y autoelegida; (b) a una velocidad cómoda y autoelegida contando la cantidad de pasos; (c) a una velocidad cómoda y autoelegida contando de uno en uno a partir del 100 en orden descendente y (d) a una velocidad rápida.

La UMI se colocó en la región lumbar de los sujetos a nivel de la vértebra L1, ajustándose a su cintura con un velcro para evitar movimientos del dispositivo y, por consiguiente, ruido en los registros. La orientación utilizada se muestra en la Figura. 2.

Se registraron las señales con el software *Open-Signals (r)evolution* y cada caminata se salvó en un archivo .txt, codificado de forma tal que se correspondiera con el código asignado a cada sujeto y con el tipo de caminata ejecutada.

## 2.3 Evaluación de los patrones de la marcha

Para la evaluación de los patrones de la marcha, se realizó inicialmente un pre-procesamiento en *Matlab* de las señales registradas.



**Figura. 2: Ubicación y orientación de la UMI**

El primer paso del pre-procesamiento consistió en realizar la corrección descrita por Millecamps et al. [13] con el propósito de eliminar la posición imprecisa de la UMI y el efecto del componente de gravedad sobre las aceleraciones medidas. Posteriormente, las señales de acelerometría se dividieron en dos segmentos, uno para cada dirección de la caminata. Para ello se localizó el instante de tiempo en el que el sujeto realiza el giro, el cual coincide con el momento en el que se alcanza el valor máximo de la velocidad angular respecto al eje vertical, dentro de una ventana de tiempo centrada en la mitad del tiempo total de la caminata. El instante localizado se utilizó para dividir las señales de aceleración en dos segmentos. En cada segmento se eliminaron las muestras correspondientes a la primera y la última zancada, con el objetivo de descartar los efectos de la aceleración cuando se comienza a caminar y de la desaceleración cuando se va a realizar el giro o se va a finalizar la caminata.

Para estimar las características espacio-temporales de la marcha, se identificaron los dos eventos más importantes del ciclo de la marcha: el contacto inicial (CI) o contacto del talón y el contacto final (CF) o elevación del pie, que definen las diferentes fases que conforman este ciclo. Para ello se utilizó el algoritmo propuesto por McCamley, Donati, Grim-pampi, y Mazza [14]. Este método suaviza la señal de aceleración mediante la primera integración y luego realiza una primera diferenciación utilizando una transformada wavelet gaussiana. Los instantes de CI se localizan en los mínimos de esta señal. Posteriormente se realiza una segunda derivación utilizando la misma transformada. En la señal que se obtiene se ubican los instantes de CF en los picos máximos.

A partir de los instantes CI y CF, se calcularon 16 variables espacio-temporales a partir de algoritmos reportados en la literatura. Las variables calculadas fueron: tiempo del paso [15], variabilidad del tiempo del paso [15], tiempo de la zancada [16], variabilidad del tiempo de la zancada [17], cadencia [18], valor medio cuadrático de la aceleración vertical [19], duración del doble apoyo [20], duración del

apoyo sencillo [21], duración de la fase de balanceo del pie derecho [20], duración de la fase de balanceo del pie izquierdo [20], duración de la fase de apoyo del pie derecho [20], duración de la fase de apoyo del pie izquierdo [20], duración del paso del pie izquierdo [20], duración del paso del pie derecho [20], longitud del paso [15] y velocidad de la marcha [22]. Todos los algoritmos se programaron en *Matlab*.

## 2.4 Desarrollo de una aplicación para la evaluación en entorno clínico

Para facilitar el cálculo de estas variables espacio-temporales en un entorno clínico y acceder a los resultados a través de una interfaz más amigable, se desarrolló una aplicación en *Python 3* utilizando *QT* como interfaz gráfica. Se utilizaron bibliotecas de procesamiento matemático y de graficación. Se transcribieron a *Python 3* los mismos algoritmos programados en *Matlab* para la detección de los eventos CI y CF, así como para el cálculo de las variables espacio-temporales. Se decidió desarrollar la aplicación en *Python 3* porque ofrece un conjunto más amplio de opciones en paquetes de gráficos y herramientas que *Matlab* [23], que es un lenguaje de programación y un entorno informático para científicos e ingenieros. *Python*, sin embargo, es un lenguaje de programación de uso general utilizado para el desarrollo web y de aplicaciones, además de contar también con facilidades para el procesamiento matemático como *Matlab*.

Se verificó que los resultados obtenidos, tanto en *Matlab* como utilizando la aplicación desarrollada, fueran los mismos.

## 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1 Selección de la UMI

En la evaluación de las UMI se comprobó que, a pesar de que ambas constan de acelerómetro triaxial, la presencia de giroscopio y magnetómetro en la UMI RIoT aporta mayor información de los patrones de la marcha que permite utilizar los algoritmos del estado del arte para calcular sus parámetros espacio-temporales. No obstante, la presencia de sensores que permiten medir diferentes variables fisiológicas en la UMI BLE posibilita la combinación de estas con las señales registradas por la UMI RIoT, lo cual no se descarta en futuras aplicaciones.

En cuanto a la frecuencia de muestreo que permite, el sensor ACC de la UMI BLE utiliza 100 Hz, mientras que la UMI RIoT emplea 200 Hz. Se ha reportado que la actividad humana tiene componentes de frecuencia por debajo de los 20 Hz y que el 99 % del gasto de energía se consume en actividades con una frecuencia por debajo de los 15 Hz

[24]. Esto significa que ambos dispositivos son factibles de utilizar, aunque una mayor frecuencia de muestreo permite una mejor representación de la señal registrada.

Los dispositivos evaluados utilizan diferentes tipos de comunicación, como se aprecia en la Tabla I. Al evaluar la robustez en la transmisión de la información sin pérdidas, según el experimento descrito anteriormente, se alcanzaron los resultados que se presentan en la Tabla II en ambos ambientes. La distancia reflejada en la tabla es la que existe entre la computadora y el dispositivo.

**Tabla II: Resultados del experimento para verificar la robustez en la transmisión de la información**

Distancia (m)	Comunicación con la UMI BLE	Comunicación con la UMI RIoT
5	Se mantiene	Se mantiene
10	Se mantiene	Se mantiene
15	Se pierde	Se mantiene
20	Se pierde	Se mantiene

Como se aprecia en la tabla, la UMI BLE presenta menor alcance por el tipo de comunicación que utiliza (Bluetooth de bajo consumo), respecto a la UMI RIoT. En los registros realizados, aún dentro del rango permitido por este tipo de comunicación, en ocasiones se interrumpió la transmisión de datos desde el dispositivo, denotando una mayor inestabilidad. La comunicación Wifi presentó una mayor estabilidad, manteniéndose la comunicación en todas las distancias y en todos los sujetos registrados en ambos ambientes.

Por las características de fabricación de los dispositivos, es más cómodo el trabajo con la UMI RIoT dado que su colocación es más sencilla al contar con un solo módulo en el que se encuentran integrados los tres sensores, el cual se fija al lugar en el que se desea registrar, empleando un tiempo menor para ello. Esto no sucede así con la UMI BLE, donde hay que fijar el módulo principal y los sensores independientemente, lo que resulta más trabajoso para el especialista que realiza el experimento, más incómodo para el sujeto que lo porta y donde se emplea un mayor tiempo de montaje. Por otra parte, como los sensores se conectan mediante cables al módulo principal puede producirse la pérdida del registro en caso de que alguno se desconecte.

El tema de la fijación de los sensores es muy importante pues una colocación inadecuada puede producir ruidos en los registros, como plantean Sprager y Juric [25]. Esto se verificó en los registros realizados en nuestro trabajo donde el comportamiento de la UMI BLE fue más crítico al producirse en cinco ocasiones la liberación del sensor ACC fijado al tobillo producto del propio movimiento del sujeto durante la marcha. En el caso de la UMI

RIoT nunca se produjo la liberación del sensor, pero sí en una ocasión no se ajustó correctamente en la cintura de los sujetos introduciéndose ruido producto al movimiento del dispositivo. En todos los casos descritos fue necesario repetir el registro tomando las medidas adecuadas para la fijación del dispositivo o sensor.

Como se puede apreciar, de forma general la UMI RIoT tuvo un mejor desempeño en todos los aspectos valorados, por lo que se seleccionó para realizar los registros que se presentan en este trabajo.

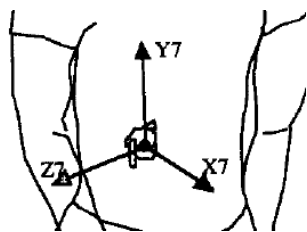
### 3.2 Ejecución de los registros de la marcha

Un aspecto importante antes de ejecutar los registros de la marcha fue la determinación del lugar del cuerpo donde colocar la UMI. Para ello se tuvo en cuenta el hallazgo realizado por Caramia et al. [26] que estimaron diferentes variables espacio-temporales utilizando diferentes posiciones de la UMI. En este estudio los autores plantean que, aunque todas las ubicaciones de los sensores proporcionan estimaciones aceptables en parámetros como la longitud de zancada y la velocidad de paso, colocar el sensor en el segmento L1 parece proporcionar una estimación más precisa de los parámetros casi independientemente de la velocidad de la caminata. Teniendo en cuenta este resultado, en nuestro estudio se utilizó la misma ubicación: región lumbar de los sujetos a nivel de la vértebra L1, ajustándose con un cinturón firmemente a su cintura por las razones descritas en el acápite anterior.

La orientación de la UMI fue otro aspecto que se tuvo en cuenta. Por las características de fabricación del dispositivo utilizado, la orientación más cómoda se muestra en la Figura. 2, la cual garantiza su estabilidad y fijación durante las caminatas realizadas. Sin embargo, esta orientación no se corresponde con la recomendada por la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB, por sus siglas en inglés) para reportar los datos cinemáticos de la marcha [27], la que se muestra en la Figura. 3. En esta figura el sentido positivo de cada eje se señala con la dirección de cada flecha. Por ello fue necesario realizar una transformación en los datos registrados de forma tal que se cumpliera con esta recomendación.

Como resultado de los registros de la marcha realizados se creó una base de datos que contiene los archivos .txt originales correspondientes a las cuatro caminatas realizadas por los 80 sujetos. Estos registros también se almacenaron en archivos .mat para su empleo en *Matlab*. Durante la creación de estos archivos .mat se realizaron las transformaciones para el cumplimiento de la recomendación de la ISB. Todos los cálculos realizados posteriormente durante la evaluación partieron de los registros transformados.





**Figura. 3: Convenio establecido por la ISB para el marco de referencia de las señales registradas en el centro de masa para los tres ejes [27]**

Las características demográficas de los sujetos que forman parte de la base de datos se presentan en la Tabla III.

**Tabla III: Información demográfica de los sujetos incluidos en la base de datos**

	Adultos jóvenes	Adultos mayores
Edad (años)	27.65 ± 4.15 [22-38]	72.17 ± 6.28 [60-83]
Cantidad de mujeres (% de mujeres)	20 (50)	25 (62.5)

Como se aprecia en esta tabla, no se incluyeron adultos comprendidos entre 40 y 60 años porque se consideró que la evaluación de la tecnología era posible en estos extremos de edades, donde pueden existir mayores diferencias en la evaluación de los patrones de la marcha. Se supuso que de ser factible para estos rangos también lo era para el rango de edades no incluido.

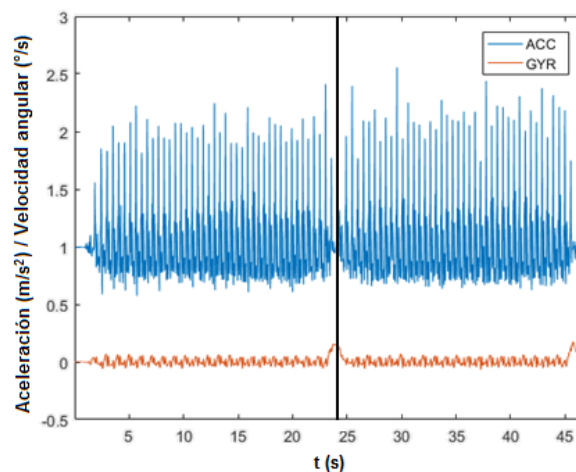
En la revisión bibliográfica realizada se comprobó que el uso de las UMI para el registro y evaluación de la marcha es un área de I+D de gran actualidad e interés [11], [14], [16], [20], [25] – [26]. En Cuba, aunque se conoce que existen grupos trabajando con este tipo de dispositivos en la Universidad Tecnológica de La Habana, la Universidad Central Martha Abreu y la Universidad de Oriente, no se reportan trabajos relacionados con el uso de las UMI para este propósito. Sin embargo, se reporta la utilización de sensores inerciales y UMI con otros fines como: sistemas de navegación [28], rehabilitación motora de miembros superiores [29] y cuantificación de la actividad física [30]. Por ello consideramos que la creación de esta base de datos con registros de la marcha utilizando UMI es pionera para la realización de este tipo de estudios en nuestro país.

Por otra parte, se debe destacar que los registros se ejecutaron en diferentes lugares: CNEURO, parques, hogares de ancianos y casas de abuelos, tanto en un entorno cerrado, como en un espacio abierto, siempre cumpliendo el protocolo especificado para el estudio. En todos los casos, el desempeño de la UMI seleccionada fue satisfactorio.

La metodología empleada para los registros de la marcha con este tipo de tecnología es sencilla y fácilmente reproducible en cualquier entorno, teniendo en cuenta el alcance de la comunicación de la UMI empleada.

### 3.3 Evaluación de los patrones de la marcha

Para la evaluación de los patrones de la marcha, se desarrollaron *scripts* en *Matlab* que permiten leer los datos almacenados en los archivos .txt por el software *OpenSignals (r)evolution*. También se desarrollaron *scripts* para el pre-procesamiento descrito anteriormente. Por ejemplo, en la Figura. 4 se presentan las señales de acelerometría (ACC) y de velocidad angular (GYR) respecto al eje vertical correspondientes al registro de la marcha de un adulto joven durante una caminata. La línea vertical muestra el instante de tiempo donde se alcanza el máximo valor de la velocidad angular respecto al eje vertical en la ventana central del registro. Este instante de tiempo permite la división del registro en los segmentos correspondientes a las dos direcciones de la marcha.

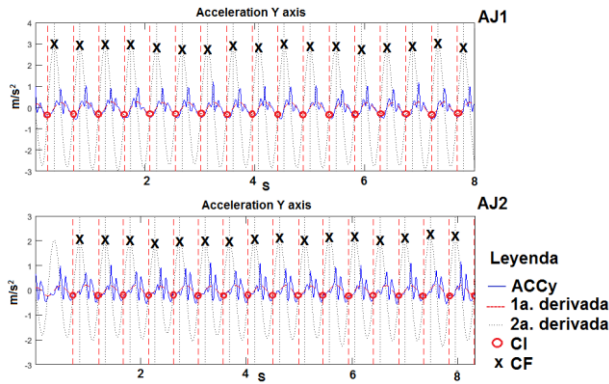


**Figura. 4: Localización del instante de tiempo que permite dividir un registro en los segmentos correspondientes a las dos direcciones de la marcha**

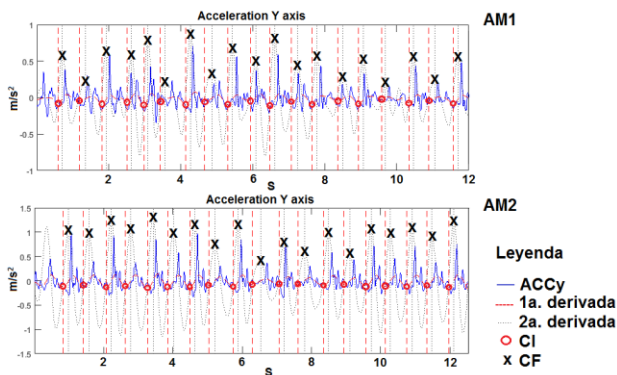
En los dos segmentos obtenidos se localizaron, para todos los sujetos, los eventos de la marcha utilizando el algoritmo de McCamley et al., descrito en el acápite anterior. En las figuras 5 y 6 se muestran los eventos localizados en un fragmento del registro de la marcha de dos adultos jóvenes (AJ1 y AJ2) y de dos adultos mayores (AM1 y AM2), respectivamente. El algoritmo se aplicó a la señal de aceleración del eje vertical (ACCy), obteniendo la primera y segunda derivadas que se presentan en la figura, así como los eventos CI y CF que también se señalan.

En estas figuras se pueden apreciar diferencias

observadas frecuentemente entre la marcha de los adultos jóvenes y los adultos mayores. En los primeros, la marcha es rítmica, manteniendo una frecuencia y una amplitud casi constantes, siendo la variabilidad del tiempo del paso muy pequeña. En los adultos mayores ni la frecuencia del paso ni la amplitud de la señal son constantes, presentando una mayor variabilidad del tiempo del paso y de la zancada como se reporta en la literatura [31].



**Figura 5: Fragmento del registro de la marcha de dos adultos jóvenes durante una caminata en una dirección donde se muestra la localización de los eventos CI y CF**



**Figura 6: Fragmento del registro de la marcha de dos adultos mayores durante una caminata en una dirección donde se muestra la localización de los eventos CI y CF**

A partir de la localización de estos eventos se calcularon las 16 variables espacio-temporales mencionadas anteriormente, utilizando diferentes algoritmos descritos en la literatura los cuales se programaron en *Matlab*. En las tablas IV y V se presentan los valores promedios y la desviación estándar de algunas de las variables calculadas para los adultos jóvenes y los adultos mayores en los cuatro tipos de caminata, respectivamente.

En un análisis preliminar de los resultados que se muestran en las tablas IV y V se puede apreciar que los valores de los parámetros de variabilidad, tanto en el tiempo del paso como en el de zancada,

son mayores en los ancianos que en los jóvenes, lo cual coincide con lo reportado en otros estudios [31], y confirmando lo observado cualitativamente en las figuras 5 y 6. En cambio, un comportamiento inverso se observa en los valores de la cadencia y del valor medio cuadrático de la aceleración vertical siendo estos menores en los ancianos que en los jóvenes, de manera similar a lo reportado previamente [3], [32].

**Tabla IV: Valores promedios de algunos parámetros de la marcha calculados para los adultos jóvenes en los cuatro tipos de caminata**

	CVC	CC	CD	CR
<b>Tiempo del paso (s)</b>	0.5304 ± 0.0345	0.5432 ± 0.0438	0.5703 ± 0.0608	0.4538 ± 0.0368
<b>Variabilidad del tiempo del paso (%)</b>	2.79	2.75	5.10	2.53
<b>Tiempo de la zancada (s)</b>	1.0607 ± 0.0691	1.0860 ± 0.0874	1.1404 ± 0.1217	0.9075 ± 0.0737
<b>Variabilidad del tiempo de la zancada (%)</b>	1.68	1.60	3.44	1.91
<b>Cadencia (pasos/s)</b>	1.8935 ± 0.1257	1.8532 ± 0.1503	1.7732 ± 0.1842	2.194 ± 0.1965
<b>Valor medio cuadrático de la aceleración vertical (g)</b>	0.2573 ± 0.0630	0.2609 ± 0.0741	0.2508 ± 0.0865	0.4703 ± 0.1156

CVC: Caminata a una velocidad cómoda y autoelegida

CC: Caminata a una velocidad cómoda y autoelegida contando la cantidad de pasos

CD: Caminata a una velocidad cómoda y autoelegida contando de uno en uno a partir del 100 en orden descendente

CR: Caminata a una velocidad rápida

Por otra parte, el análisis de estas variables espacio-temporales revela el impacto de los diferentes tipos de caminata en el patrón de la marcha. Por ejemplo, el tiempo del paso y el de la zancada disminuyen al ejecutar la caminata rápida y aumentan cuando se realiza una tarea cognitiva simultáneamente con la marcha como es el conteo de uno en uno a partir del 100 en orden descendente [33]. En este tipo de caminata se incrementa además la variabilidad de ambos parámetros, siendo la magnitud del cambio superior en los adultos mayores. El efecto de la doble tarea sobre estos parámetros ha sido estudiado previamente y su detrimento se ha sugerido como posible predictor de caídas [33] y/o deterioro cognitivo [6], [17].



**Tabla V: Valores promedios de algunos parámetros de la marcha calculados para los adultos mayores en los cuatro tipos de caminata**

	CVC	CC	CD	CR
<b>Tiempo del paso (s)</b>	0.5847 ± 0.0514	0.6007 ± 0.0701	0.6762 ± 0.1253	0.5054 ± 0.0578
<b>Variabilidad del tiempo del paso (%)</b>	4.92	7.10	14.77	3.09
<b>Tiempo de la zancada (s)</b>	1.1691 ± 0.1025	1.2011 ± 0.1402	1.3484 ± 0.2438	1.0101 ± 0.1153
<b>Variabilidad del tiempo de la zancada (%)</b>	3.42	4.73	9.74	2.27
<b>Cadencia (pasos/s)</b>	1.7244 ± 0.1561	1.6889 ± 0.1995	1.5259 ± 0.2520	2.0082 ± 0.2593
<b>Valor medio cuadrático de la aceleración vertical (g)</b>	0.1885 ± 0.0445	0.1916 ± 0.0618	0.1704 ± 0.0559	0.3270 ± 0.1117

CVC: Caminata a una velocidad cómoda y autoelegida

CC: Caminata a una velocidad cómoda y autoelegida contando la cantidad de pasos

CD: Caminata a una velocidad cómoda y autoelegida contando de uno en uno a partir del 100 en orden descendente

CR: Caminata a una velocidad rápida

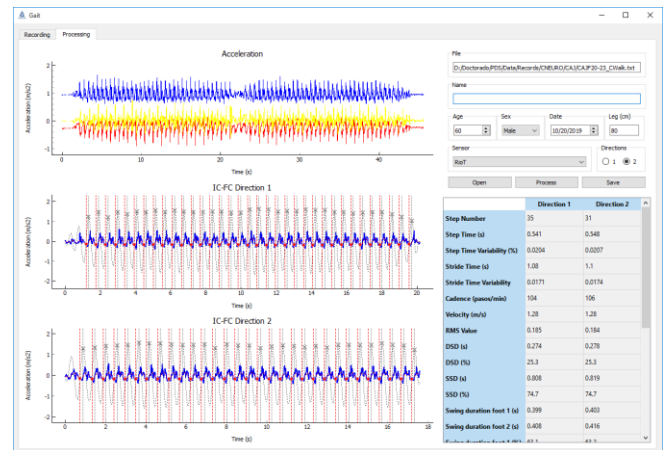
Estos resultados corroboran la robustez de los algoritmos utilizados para la detección de los eventos CI y CF en el análisis de casos extremos de patrones de la marcha, así como para el cálculo de las variables espacio-temporales.

### 3.4 Desarrollo de una aplicación para la evaluación en entorno clínico

Se desarrolló en *Python 3* una aplicación para realizar la evaluación de la marcha en un entorno clínico denominada GAIT, cuya pantalla principal se muestra en la Figura. 7. En esta aplicación se puede importar un archivo .txt con los datos registrados por la UMI que se seleccione, se pueden localizar los eventos CI y CF, calcular las 16 variables espacio-temporales en una o ambas direcciones de la marcha y exportar los resultados a un archivo Excel, junto a la información del paciente.

En el panel derecho de su pantalla principal se puede seleccionar el archivo .txt que se desea analizar. Previamente se debe escoger con qué UMI se registró el archivo en cuestión, pues se permite abrir archivos registrados con diferentes UMI. La información emite un mensaje cuando no exista correspondencia entre el dispositivo seleccionado y

el archivo .txt que se pretende abrir. Si existe correspondencia, las señales de acelerometría almacenadas en el archivo se grafican en la parte superior del panel izquierdo de la pantalla, una vez que este se abra. Para proceder a su procesamiento se debe seleccionar si se analizarán una o ambas direcciones y luego presionar el botón correspondiente al procesamiento.



**Figura. 7: Pantalla principal de la aplicación GAIT**

Una vez ejecutadas estas acciones, se procede a seleccionar el inicio y fin del segmento (o segmentos) a analizar, a partir de los cuales se realiza la localización de los eventos CI y CF que se grafican en el panel izquierdo de la pantalla. Los parámetros que se calculan se muestran en una tabla que se encuentra en la parte inferior del panel derecho de la pantalla.

Todos los valores se pueden exportar a un archivo Excel. Previamente se debe llenar la información que se requiere del paciente en el panel derecho, la cual también se almacenará en este archivo.

Desde el punto de vista de su arquitectura, la aplicación consta de dos módulos o capas: visual y procesamiento. Esto permitió que el desarrollo de ambas capas se ejecutara en paralelo, además de brindar la posibilidad de implementar la capa visual en otras tecnologías diferentes, como QT que es la empleada en este caso.

El módulo de procesamiento está dividido en dos submódulos: el de entrada-salida y el de cálculo. Esto posibilitará la inclusión de nuevas UMI y el cálculo de nuevas variables espacio-temporales cuando sea necesario, sin tener que realizar modificaciones profundas al código.

Para el desarrollo de la aplicación se utilizaron bibliotecas como *PyQt5*, *pyqtgraph* y *matplotlib*, para la capa visual, y *numpy*, *PyWavelets* y *scipy*, para el procesamiento, entre otras.

Se realizaron pruebas de verificación para comprobar que los parámetros calculados para un mismo

sujeto, tanto en *Matlab* como en la aplicación, fueran iguales. En el futuro se prevé que la aplicación permita también realizar el registro de la marcha, sin necesidad de utilizar el software que brinda el fabricante.

#### 4. CONCLUSIONES

En este trabajo se evaluaron dos UMI y se comprobó que la RIoT es apropiada para el registro de la marcha en diferentes entornos demostrando fiabilidad en los registros y estabilidad en la comunicación. La base de datos creada sirve de punto de partida para realizar futuros estudios de la marcha, tanto para la el cálculo de nuevas variables espacio-temporales como para evaluar su relación con otros aspectos como pueden ser el deterioro cognitivo y el riesgo de caída en los adultos mayores. El software GAIT es una herramienta sencilla que permite realizar estudios de la marcha en un ambiente clínico y generar los reportes con los resultados que los especialistas pueden evaluar. Se verificó que el empleo de las UMI es una alternativa promisoría para el registro y evaluación de la marcha en ambientes diferentes a los laboratorios especializados.

#### 5. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Consejo para la Colaboración de Universidades Flamencas de Bélgica (VLIR-UOS) por donar los recursos necesarios para la ejecución de este trabajo, el cual forma parte el proyecto conjunto "Escuela Cubana de Neurotecnología para el Envejecimiento Cognitivo" entre el Centro de Neurociencias de Cuba y las universidades de Gante y Libre de Bruselas en Bélgica.

#### 6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lee, L. and W. E. L. Grimson: "Gait analysis for recognition and classification", Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition, IEEE, 2002.
2. Winter, D. A., A. E. Patla, J. S. Frank and S. E. Walt: "Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly", *Phys Ther*, Vol. 70, No. 6, pp. 340–7, 1990.
3. Menz, H. B., S. R. Lord and R. C. Fitzpatrick: "Age-related differences in walking stability", *Age Ageing*, Vol. 32, No. 2, pp. 137–42, 2003.
4. Mahlknecht, P., S. Kiechl, B. R. Bloem, J. Willeit, C. Scherfler, A. Gasperi, G. Rungger, W. Poewe and K. Seppi: "Prevalence and burden of gait disorders in elderly men and women aged 60–97 years: a population based study", *PLOS ONE*, 8(7):e69627, 2013.
5. Sudarsky, L.: "Gait disorders: prevalence,

morbidity, and etiology", *Adv. Neurol.*, Vol. 87, pp. 111–7, 2001.

6. Mielke, M. M., R. O. Roberts, R. Savica, R. Cha, D. I. Drubach, T. Christianson, V. S. Pankratz, Y. E. Geda, M. M. Machulda, R. J. Ivnik and D. S. Knopman: "Assessing the temporal relationship between cognition and gait: slow gait predicts cognitive decline in the Mayo Clinic Study of Aging", *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, Vol. 68, No. 8, pp. 929–37, 2012.

7. Verghese, J., C. Annweiler, E. Ayers, N. Barzilai, O. Beauchet, D. A. Bennett, S. A. Bridenbaugh, A. S. Buchman, M. L. Callisaya, R. Camicioli and B. Capistrant: "Motoric cognitive risk syndrome: multicountry prevalence and dementia risk", *Neurology*, Vol. 83, No. 8, pp. 718–26, 2014.

8. Godfrey, A. C. R. M. D. O. G., R. Conway, D. Meagher and G. ÓLaighin: "Direct measurement of human movement by accelerometry", *Medical engineering & physics*, Vol. 30, No. 10, pp. 1364–1386, 2008.

9. Díaz Novo, C., N. López Ríos, A. Montoya Pedrón, and H. Carvajal Fals.: "Evaluación preliminar de la marcha en individuos sanos", *Universidad, Ciencia y Tecnología*, Vol. 11, No. 44, pp. 135–140, 2007.

10. Mathie, M. J., A. C. Coster, N. H. Lovell and B. G. Celler: "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement", *Physiological measurement*, Vol. 25, No. 2, pp. R1, 2004.

11. Shull, P. B., W. Jirattigalachote, M. A. Hunt, M. R. Cutkosky and S. L. Delp: "Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention", *Gait & posture*, Vol. 40, No. 1, pp. 11–19, 2014.

12. Wallace, M. and M. Shelkey: "Katz index of independence in activities of daily living (ADL)", *Urol Nurs*, Vol. 27, No. 1, pp. 93–94, 2007.

13. Millecamps, A., K. A. Lowry, J. S. Brach, S. Perera, M. S. Redfern and E. Sejdić: "Understanding the effects of pre-processing on extracted signal features from gait accelerometry signals", *Computers in biology and medicine*, Vol. 62, pp. 164–174, 2015.

14. McCamley, J., M. Donati, E. Grimpampi, and C. Mazza: "An enhanced estimate of initial contact and final contact instants of time using lower trunk inertial sensor data", *Gait & posture*, Vol. 36, No. 2, pp. 316–318, 2012.

15. Zijlstra, W.: "Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking", *European journal of applied physiology*, Vols. 92, No. 1–2, pp. 39–44, 2004.

16. **Del Din, S., A. Godfrey and L. Rochester:** "Validation of an accelerometer to quantify a comprehensive battery of gait characteristics in healthy older adults and Parkinson's disease: toward clinical and at home use", *IEEE journal of biomedical and health informatics*, Vol. 20, No. 3, pp. 838-847, 2016.
17. **Montero-Odasso, M., S. W. Muir, M. Hall, T. J. Doherty, M. Kloseck, O. Beauchet and M. Speechley:** "Gait variability is associated with frailty in community-dwelling older adults", *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, Vol. 66, No. 5, pp. 568-576, 2011.
18. **Granat, M., C. Clarke, R. Holdsworth, B. Stansfield and P. Dall:** "Quantifying the cadence of free-living walking using event-based analysis", *Gait & posture*, Vol. 42, No. 1, pp. 85-90, 2015.
19. **Yang, M., H. Zheng, H. Wang, S. McClean and D. Newell:** "iGAIT: an interactive accelerometer based gait analysis system", *Computer methods and programs in biomedicine*, Vol. 108, No. 2, pp.715-723, 2012.
20. **Jarchi, D., J. Pope, T. K. Lee, L. Tamjidi, A. Mirzaei and S. Sanei:** "A review on accelerometer-based gait analysis and emerging clinical applications", *IEEE reviews in biomedical engineering*, Vol. 11, pp.177-194, 2018.
21. **Hollman, J. H., E. M. McDade and R. C. Petersen:** "Normative spatiotemporal gait parameters in older adults", *Gait & posture*, Vol. 34, No. 1, pp. 111-118, 2011.
22. **Del Din, S., A. Hickey, C. Ladha, S. Stuart, A. K. Bourke, P. Esser, L. Rochester and A. Godfrey:** "Instrumented gait assessment with a single wearable: an introductory tutorial", *F1000Research*, 5, 2016.
23. **Ozgur, C., T. Colliau, G. Rogers, Z. Hughes and B. Myer-Tyson:** "MatLab vs. Python vs. R", *Journal of Data Science*, Vol. 15, No. 3, pp. 355-372, 2017.
24. **Antonsson, E. K. and R. W. Mann:** "The frequency content of gait", *J. Biomech.*, Vol. 18, 1985.
25. **Sprager, S. and M. Juric:** "Inertial sensor-based gait recognition: A review", *Sensors*, Vol. 15, No. 9, pp. 22089-22127, 2015.
26. **Caramia, C., I. Bernabucci, S. Conforto, C. De Marchis, A. Proto and M. Schmid:** Spatio-temporal gait parameters as estimated from wearable sensors placed at different waist levels, *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, 2016 IEEE EMBS Conference, pp. 727-730, 2016.
27. **Wu, G. and P. R. Cavanagh:** "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data", *Journal of biomechanics*, Vol. 28, No. 10, pp. 1257-1261, 1995.
28. **Quesada Navarro, R.:** "Acondicionamiento de las mediciones de sensores inerciales de bajo costo con fines de navegación", Tesis de doctorado, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, 2014.
29. **Coloma, Y. P., M. T. Quesada, L. J. Lucas Barbosa, R. Sagaró, D. D. R. Zamora, R. Carelli, A. Ferreira da Rocha and A. López-Delis:** "Exosqueleto Robótico de 4-GDL para la Rehabilitación de Miembro Superior".
30. **Bilbao, A. O., V. R. Álvarez and M. H. Triana:** "Actividad física de preescolares de La Habana", *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, Vol. 33, No. 2, pp.186-203, 2014.
31. **Kobsar, D., C. Olson, R. Paranjape, T. Hadjistavropoulos and J. M. Barden:** "Evaluation of age-related differences in the stride-to-stride fluctuations, regularity and symmetry of gait using a waist-mounted tri-axial accelerometer", *Gait & posture*, Vol. 39, No. 1, pp. 553-557, 2014.
32. **Whittle, M. W.:** "Gait analysis", *The Soft Tissues*, pp. 187-199, 1993.
33. **Adelsberger, R., N. Theill, V. Schumacher, B. Arnrich and G. Tröster:** "One IMU is sufficient: A study evaluating effects of dual-tasks on gait in elderly people", *International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare*, pp. 51-60, November 2012.

## 7. SÍNTESIS CURRICULARES DE LOS AUTORES

Tania Aznielle Rodríguez: Se graduó de Ingeniería en Máquinas Computadoras en el Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría" en el año 1992. Desde su graduación hasta la fecha ha laborado en el Centro de Neurociencias de Cuba, donde se desempeña como Directora de Desarrollo. Ostenta el grado científico de Máster en Neurociencias desde el año 2009. Posee la categoría científica de Investigadora Auxiliar y la categoría tecnológica de Tecnólogo de I Nivel. Su actividad investigativa se ha centrado en el desarrollo de equipos médicos y software para el diagnóstico neurofisiológico, en las líneas de potenciales evocados, electromiografía y monitorización neurofisiológica intraoperatoria. Actualmente su investigación la desarrolla en la línea de envejecimiento donde estudia las relaciones entre la marcha y el deterioro cognitivo y los riesgos de caídas en los adultos mayores, con el objetivo de desarrollar tecnologías que permitan el monitoreo continuo de ancianos y la predicción de riesgos. Su dirección postal es: Calle 190 No. 19818 e/ 25 y 27, Cubanacán, Playa, La Habana. Su correo electrónico es: [tania@cneuro.edu.cu](mailto:tania@cneuro.edu.cu).