

Case Study and Learning Outcomes: prototype for measurement of biomechanical signals of walking based on embedded systems

Andres L. Jutinico, Doctor en Ingeniería Mecánica¹, María Fernanda Hueso-Torres¹, Ingeniero Electrónico, Jimmy Alejandro Montoya-Mora¹, Ingeniero Electrónico

¹Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogota D.C., Colombia, aljutinicoa@udistrital.edu.co, mfhuesot@correo.udistrital.edu.co, jamontoyam@correo.udistrital.edu.co

Abstract —In this article, we discuss learning outcomes in the context of engineering and technology development. The academic space in which the case study is developed is designed to be developed in a research and innovation environment, with the support of the university's research groups. Although the academic space is within the framework established by the university, with a defined number of working hours per week, given its nature, the learning outcomes must be updated for the development of each particular project. In this sense, we show a case study in which a prototype is developed to measure kinematic signals and electromyography that can be used in lower limb exoskeletons. The device is built as a network of low-energy consumption sensors. This document contains the definition of the particular model for the implementation of learning outcomes, the definition of learning outcomes, a description of the methodology for the implementation of said model, and a description of the evaluation and follow-up mechanisms. Also, the methodological development of the project is explained from an engineering point of view, including the sensor network, the sensory fusion strategy, the signal processing, and the results when using the device in an experiment with a healthy user.

Keywords—Learning outcomes, Kalman filter, Sensor network, Sensory fusion, Wearable devices

Digital Object Identifier: (only for full papers, inserted by LACCEI).
ISSN, ISBN: (to be inserted by LACCEI).
DO NOT REMOVE

Caso de Estudio y Resultados de Aprendizaje: Prototipo para la medición de señales Biomecánicas para el caminar basado en sistemas embebidos

Andres L. Jutinico, Doctor en Ingeniería Mecánica¹, María Fernanda Hueso-Torres¹, Ingeniero Electrónico,
Jimmy Alejandro Montoya-Mora¹, Ingeniero Electrónico

¹Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogota D.C., Colombia, aljutinicoa@udistrital.edu.co,
mfhuesot@correo.udistrital.edu.co, jamontoyam@correo.udistrital.edu.co

Resumen— En este artículo tratamos los resultados de aprendizaje en el contexto de la ingeniería y el desarrollo de tecnología. El espacio académico en el cual se desarrolla el caso de estudio está proyectado para ser desarrollado en un entorno de investigación e innovación, con el apoyo de los grupos de investigación de la universidad. Aunque el espacio académico está en el marco de lo instituido por la universidad, con un número de horas de trabajo definidas por semana, dada la naturaleza del mismo, los resultados de aprendizaje deben ser actualizados para el desarrollo de cada proyecto en particular. En este sentido, mostramos un caso de estudio, en el cual se desarrolla un prototipo para la medición de señales cinemáticas y de electromiografía que puede ser usado en exoesqueletos de miembro inferior. El dispositivo construido cuenta con una red de sensores de bajo consumo de energía. En este documento se encuentra la definición del modelo particular de implementación de resultados de aprendizaje, la definición de los resultados de aprendizaje, la descripción de la metodología para la implementación de dicho modelo y la descripción de los mecanismos de evaluación y seguimiento. También, se explica el desarrollo metodológico del proyecto desde un punto de vista ingenieril, incluyendo, la red de sensores, la estrategia de fusión sensorial, el procesamiento de señales y los resultados al usar el dispositivo en un experimento con un usuario saludable.

Palabras clave: Resultados de Aprendizaje, filtro de Kalman, red de sensores, fusión sensorial, dispositivos vestibles

I. INTRODUCTION

Los resultados de aprendizaje (RA) de los estudiantes son las declaraciones explícitas de lo que se espera que un estudiante conozca y demuestre en el momento de completar su programa académico. En el contexto del diseño curricular de cursos de programas de ingeniería existen taxonomías que permiten seleccionar los verbos adecuados, para que los RA sean claros, concisos, medibles y observables [1]. Por ejemplo, en *The University of Technology* en Sudáfrica analizaron los RA para un programa de Ingeniería Eléctrica usando verbos derivados de la taxonomía de Bloom [2]. Así mismo, los autores de [3] investigaron el impacto del aprendizaje basado en proyectos y la percepción de los RA en los estudiantes de Ingeniería Eléctrica en *The Midwestern University* en los Estados Unidos de América.

En Colombia el decreto 1330 de 2019 integró los resultados de aprendizaje en la reglamentación de la educación superior

[4]. En este orden de ideas, la educación colombiana está pasando por un periodo de transición hacia la aplicación de los RA. Esto incluye la definición de los RA para cada proyecto curricular y de los RA de cada espacio académico. También, incluye la definición del modelo para la implementación de estos, la descripción de la metodología para la implementación del modelo y la descripción de los mecanismos de evaluación y seguimiento. Además, como parte del proceso enseñanza aprendizaje, la evaluación de los RA debe estar soportada mediante una memoria para la verificación de los RA en cada espacio académico [5]. Aunque, en la educación universitaria existen espacios académicos para los cuales los RA cambian lentamente en el tiempo, también existen espacios académicos para los cuales los RA cambian constantemente. Este es el caso del espacio académico Trabajo de Grado II, del Proyecto Curricular de Ingeniería Electrónica, de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas (UDFJC). La naturaleza de este curso se fundamenta en el desarrollo de proyectos de investigación e innovación apoyados por los grupos de investigación de la universidad. En este orden de ideas los estudiantes antes de inscribir el espacio académico, deben someter un anteproyecto con el que buscan resolver un problema en particular. Es así que para evaluar cada proyecto, se puede verificar y evidenciar el cumplimiento de resultados de aprendizaje particulares. Por lo tanto, en este documento presentamos un caso de estudio denominado, *Sistema de medición de señales Biomecánicas para el caminar basado en sistemas embebidos*.

Es importante hacer notar que el proyecto aquí considerado fue desarrollado por un grupo de dos estudiantes durante el primer semestre del año 2022. Esta fue una época de transición dado que debido a la pandemia COVID19, en Colombia, la educación superior fue desarrollada mediante el uso de tecnologías de la información por causa de la contingencia. En particular en la UDFJC la contingencia y las medidas de aislamiento se mantuvieron desde marzo de 2020 hasta marzo de 2022. Es decir, parte del proyecto desarrollado se llevó a cabo a distancia, donde el trabajo cooperativo con el docente se realizó en las plataformas Google Meet y WhatsApp. A pesar de las dificultades asociadas al desarrollo de proyectos a distancia [6], [7], se evidencia el diseño de un sistema electrónico mediante el uso de sistemas embebidos de bajo

costo. Resaltamos, la importancia del desarrollo de este tipo de cursos en los cuales los estudiantes pueden resolver un problema de la vida real [8]. Consecuentemente, para develar si realmente los estudiantes han aprendido, se muestra el desarrollo metodológico del proyecto y las evidencias del cumplimiento de los resultado de aprendizaje.

En cuanto al desarrollo de dispositivos de medición de señales biomecánicas para el caminar usando sistemas embebidos, es de resaltar el aporte que desde la ingeniería electrónica se brinda a las áreas de la rehabilitación y asistencia robótica [9]–[12]. Este aporte consiste en el desarrollo de dispositivos que permiten realizar mediciones de variables para controlar la dinámica de exoesqueletos o plataformas robóticas, utilizadas para: 1) ayudar a personas que han perdido la capacidad de controlar sus movimientos por causa de enfermedades del sistema nervioso como la esclerosis. En este campo una nueva tendencia incluye el uso de interfaces cerebro computador [13]. 2) apoyar a los terapeutas en el proceso de rehabilitación de personas que han perdido la habilidad de desarrollar las tareas de la vida diaria por causa de accidentes cerebro vasculares [14]. Una característica importante con la que deben cumplir estos dispositivos de medición, es que sean vestibles, esto es, que sean fáciles de ubicar y que consuman poca energía. Una solución para esto, es utilizar redes de sensores basadas en dispositivos embebidos de bajo consumo de energía [15]. Lo anterior implica el uso de unidades de medición inercial, que se disponen en circuitos de reducidas dimensiones. Estas unidades de medición usualmente cuentan con giroscopios diseñados para medir la velocidad angular y acelerómetros. No obstante, el calculo de la posición angular a partir únicamente del giroscopio genera error de sesgo por causa de la integración numérica. De la misma manera, el calculo de la posición angular a partir del acelerómetro brinda una señal ruidosa. Para solucionar los problemas mencionados anteriormente una opción es usar el filtro de Kalman fusionando las mediciones provenientes tanto del giroscopio como del acelerómetro [16]. Adicionalmente, la medición de la activación muscular, también ha sido utilizada para determinar el modo de operación de sistemas robóticas, e.g, en la interacción humano-robot con movimientos activos y pasivos [17]–[19].

El artículo está estructurado de la siguiente manera. En la Sección II se presentan los resultados de aprendizaje del espacio académico, junto con el modelo para la implementación de estos, la metodología y los mecanismos de evaluación y seguimiento. En la Sección III se describe la red de sensores implementada. En la Sección IV se presenta la estrategia de fusión sensorial, basada en el filtro de Kalman, así como el procesamiento de señal usado en las mediciones de electro-miografía. En la Sección V se discuten los resultados que permiten evaluar los resultados de aprendizaje. Finalmente, en la Sección VI se presentan las conclusiones.

II. RESULTADOS DE APRENDIZAJE

Un requisito para cursar el espacio académico Trabajo de Grado II, es haber cursado el espacio académico Proyecto de

Grado I, en el cual los estudiantes someten un anteproyecto, el cual es revisado por el consejo de carrera del proyecto curricular. Una vez este anteproyecto es revisado, el consejo de carrera da el aval y asigna un profesor para dirigir el desarrollo del mismo. De acuerdo con la aprobación del mencionado consejo de carrera, los siguientes son el título y el objetivo general del proyecto:

- Título del Proyecto: Sistema de medición de señales Biomecánicas para el caminar basado en sistemas embebidos.
- Objetivo general: Diseñar e implementar una herramienta de medición basada en sistemas embebidos, que considere las señales biomecánicas (EMG, posición, velocidad y aceleración) generadas por la acción de movimiento de las articulaciones de rodilla y tobillo para el análisis del caminar.

II-A. Definición del modelo particular de implementación de resultados de aprendizaje

El modelo de enseñanza aprendizaje utilizado en este curso se fundamenta en la autonomía, centrado en el aprendizaje del estudiante. El curso cuenta con nueve horas por semana de trabajo autónomo, en las que se espera que el estudiante sintetice los conocimientos aprendidos durante la carrera y desarrolle habilidades propias de la ingeniería electrónica. El curso se puede desarrollar en grupos de trabajo o en forma individual, en casa, en biblioteca, en el laboratorio, etc. Existe un profesor encargado por el consejo de carrera del proyecto curricular al que se le asignan hasta cuatro horas para realizar acompañamiento a los estudiantes en el desarrollo del curso. El docente se asigna de tal forma que tenga las competencias temáticas y metodológicas para guiar el proyecto designado en el curso. Este es el encargado de guiar a los estudiantes para cumplir con lo instituido por la universidad. Lo anterior respetando lo instituyente devanado del desarrollo del proyecto. La Tabla I, resume la dedicación en horas del estudiante y el profesor durante el desarrollo del curso en el semestre. A continuación se definen el tipo de trabajo

Tabla I
DEDICACIÓN EN HORAS DEL ESTUDIANTE Y EL PROFESOR DURANTE EL DESARROLLO DEL CURSO EN EL SEMESTRE

Horas			Horas Profesor semana	Horas Estudiante semana	Horas Estudiante semestre	Créditos
TD	TC	TA	- -	TD + TC +TA	x 16	- -
0	0	9	4	9	144	3

desarrollado por el estudiante y el profesor en el curso:

- Trabajo Presencial Directo (TD): trabajo de aula con plenaria de todos los estudiantes.
- Trabajo Mediado Cooperativo (TC): Trabajo de tutoría del docente a pequeños grupos o de forma individual a los estudiantes.
- Trabajo Autónomo (TA): Trabajo del estudiante sin presencia del docente, que se puede realizar en distintas

instancias: en grupos de trabajo o en forma individual, en casa o en biblioteca, laboratorio, etc.

Como se explico con anterioridad el profesor cuenta con hasta cuatro horas para la dirección de trabajos de grado, de tal manera que entre el estudiante y el docente tienen la libertad de elegir la periodicidad con la cual se reúnen.

II-B. Resultados de aprendizaje del espacio académico Trabajo de Grado II

De acuerdo con el aval dado por el consejo de carrera para el desarrollo de este proyecto en particular, al completar con éxito el espacio académico Trabajo de Grado II, los estudiantes deberían ser capaces de:

- Diseñar un instrumento de medición de las señales cinemáticas (aceleración, velocidad y posición) de la rodilla y el tobillo mediante fusión sensorial empleando el filtro de Kalman.
- Combinar en un prototipo los instrumentos de medición de señales cinemáticas y de electromiografía relacionados con los movimientos de flexión y extensión de la rodilla, y dorsiflexión y flexión plantar del tobillo.
- Analizar las mediciones del prototipo desarrollado mediante un experimento con un usuario saludable.

II-C. Descripción de Metodología para la implementación del modelo

Dada la naturaleza de este espacio académico, en el momento en que los estudiantes inician el curso ya cuentan con un cronograma definido para dar cumplimiento con el objetivo del proyecto. Además, ya cuentan con los conocimientos teóricos y prácticos de más del 80% del plan de estudios, dado que esto es un requisito para inscribir el curso. De tal manera la evaluación de los resultados de aprendizaje se pudo realizar con la revisión de avances pactada en las reuniones entre estudiantes y el profesor. En el caso particular de este proyecto se realizaron reuniones semanales de dos horas. Durante estas horas se verificaron los diseños, la implementación, el funcionamiento, el análisis y la redacción de los resultados, para el desarrollo del sistema de medición de señales biomecánicas para el caminar basado en sistemas embebidos. En las secciones III, IV y V, se muestra el desarrollo metodológico del proyecto y las evidencias del cumplimiento de los resultados de aprendizaje.

II-D. Descripción de Mecanismos de evaluación y seguimiento

La evaluación del proyecto propuesto consta de entregas parciales pactadas con los estudiantes durante cada semana, en las cuales los estudiantes pueden aclarar las dudas que se generen en el proceso de creación del proyecto. Además, en el espacio designado para trabajo autónomo, los estudiantes desarrollan experimentos en el laboratorio y en el grupo de investigación, que buscan complementar los conceptos y la técnica necesaria para el diseño y desarrollo. En la semana 15

del semestre se realiza la evaluación final de los resultados de aprendizaje que están relacionados con el proyecto, de acuerdo con la rubrica de evaluación, presentada en la Tabla II. Aunque en el presente proyecto la evaluación de los resultados de aprendizaje se realizó de forma tradicional, es decir el docente y los estudiantes compararon el avance del proyecto respecto a la rubrica de evaluación, los autores creemos que en un futuro el uso de la rubrica y la metodología de evaluación, podría ir sustentado por un proceso de evaluación automática [20], que le permita al estudiante optimizar su desempeño.

III. RED DE SENSORES

En la Fig. 1 se muestra la configuración general de la red de sensores desarrollada para sistemas robóticos de miembro inferior. Esta red permite la adquisición de datos a través de tres tarjetas electrónicas construidas. La placa principal y la secundaria se desarrollaron para ser ubicadas en el muslo y la pierna, respectivamente. La placa principal y la placa secundaria utilizan sistemas embebidos ESP32 para el procesamiento y comunicaciones. Cada una de estas cuentan con una unidad de medición inercial (IMU) MPU6050 y dos sensores de electromiografía (EMG) Myoware. La tercera tarjeta está integrada por un ESP32 y un módulo MPU6050 y se diseñó para ser usada en el pie a la altura del tobillo.

El intercambio de información se realiza a través del protocolo de datagramas de usuario (UDP) y el protocolo ESP-NOW. La placa principal envía los datos al servidor a través de UDP, y la comunicación entre tarjetas utiliza el protocolo ESP-NOW. Tenga en cuenta que el ESP-NOW es un protocolo de comunicación inalámbrica basado en la capa de enlace de datos del modelo de comunicación OSI. Además, no requiere de un enrutador, y la conexión es permanente y automática, independientemente de si uno de los dispositivos está apagado o se ha reiniciado. Esta configuración permite obtener los datos de los sensores, realizando pre-procesamiento en ellos, y aplicando el filtro de Kalman para estimar los ángulos de los miembros inferiores durante una marcha. Además, es adecuado para medir las señales EMG y transmitir los datos en tiempo real al servidor, con un tiempo de muestreo de 20ms.

IV. ESTRATEGIA DE FUSIÓN SENSORIAL Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Considere el cálculo del ángulo de cada extremidad usando las mediciones del giroscopio de la siguiente manera,

$$\hat{\theta}_g(t) = \int \omega(t) dt. \quad (1)$$

donde ω es la velocidad angular medida en la extremidad y $\hat{\theta}_g$ es la posición angular calculada a partir de la integración numérica de la señal de velocidad. Además, tenga en cuenta que el cálculo del ángulo de cada extremidad, también se puede obtener por medio del acelerómetro con que cuenta la IMU, de acuerdo con la siguiente ecuación,

$$\hat{\theta}_a(t) = \sin^{-1} \left(\frac{a_a}{g_e} \right) = \theta(t) + \eta_a(t), \quad (2)$$

Tabla II
RÚBRICA DE EVALUACIÓN

Resultado de Aprendizaje	Criterio de evaluación			
	5	3	1	0
Diseñar un instrumento de medición de las señales cinemáticas (aceleración, velocidad y posición) de la rodilla y el tobillo mediante fusión sensorial empleando el filtro de Kalman	Diseña el dispositivo para medición de señales cinemáticas empleando la fusión sensorial mediante el filtro de Kalman	Diseña el dispositivo para medición de señales cinemáticas sin emplear el Filtro de Kalman	Diseña sensores para medir las señales propuestas con sesgo amplio y sin filtrar el ruido	No diseña los sensores
Combinar en un prototipo los instrumentos de medición de señales cinemáticas y de electromiografía relacionados con los movimientos de flexión y extensión de la rodilla, y dorsiflexión y flexión plantar del tobillo	Implementa un prototipo que permite la medición de señales cinemáticas y de electromiografía de la extremidad inferior	Implementa un prototipo que permite la medición tan solo de señales cinemáticas	Implementa un prototipo que permite la medición tan solo de señales de electromiografía	No implementa un prototipo
Analizar las mediciones del prototipo desarrollado mediante un experimento con un usuario saludable	Realiza un experimento con un usuario saludable y analiza los datos enviados al computador, utilizando gráficas y estadística	Realiza un experimento con un usuario saludable y analiza los datos enviados al computador	Realiza un experimento con un usuario saludable pero no consigue transmitir los datos	No realiza un experimento con usuario saludable

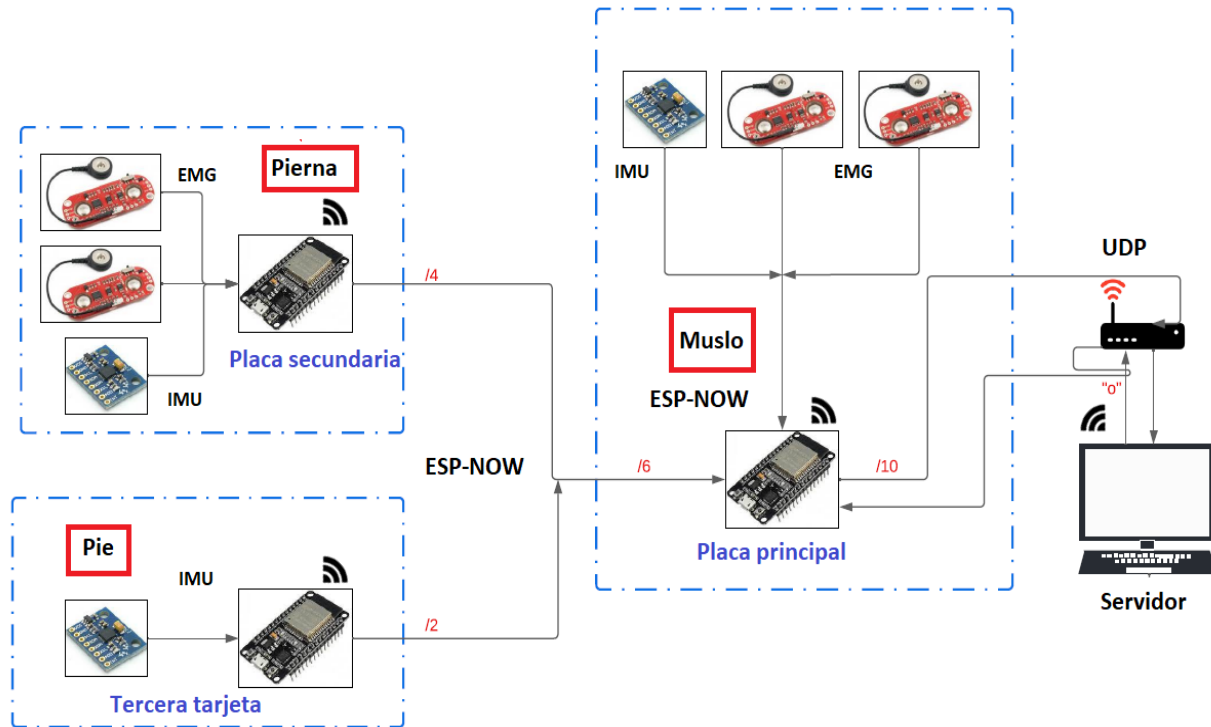


Figura 1. Configuración de la red de sensores.

donde a_a es la aceleración mediada por el acelerómetro, g_e es la gravedad, y η_a es ruido blanco Gaussiano con varianza σ_a^2 .

De acuerdo con [16], un modelo de espacio de estado para las estimación del ángulo mediante sensores inerciales es dado por,

$$\begin{bmatrix} \Delta\dot{\theta}(t) \\ \Delta\dot{b}_g(t) \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -\frac{1}{\tau_g} \end{bmatrix}}_A \underbrace{\begin{bmatrix} \Delta\theta(t) \\ \Delta b_g(t) \end{bmatrix}}_{x(t)} + \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}_B \underbrace{\begin{bmatrix} \eta_g(t) \\ \eta_b(t) \end{bmatrix}}_{\omega(t)}, \quad (3)$$

$$z(t) = Cx(t) + v(t) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta(t) \\ \Delta b_g(t) \end{bmatrix} + \eta_a(t), \quad (4)$$

donde, $\Delta\theta(t) = \theta(t) - \hat{\theta}_g(t)$, es el error entre el ángulo real y el calculado usando el giroscopio. De la misma manera, $\Delta b_g(t) = b_g(t) - \hat{b}_g(t)$ es la diferencia entre el sesgo real y el calculado mediante el giróscopo. Así mismo $\eta_g(t)$ y η_b representan el ruido blanco Gaussiano con varianzas σ_g^2 y σ_b^2 , respectivamente. El tiempo de auto correlación del proceso de Markov es τ_g . Es importante resaltar que $z(t)$ es la diferencia entre los ángulos calculados por el acelerómetro y el giroscopio,

$$z(t) = \hat{\theta}_a(t) - \hat{\theta}_g(t). \quad (5)$$

Por lo tanto, la fusión sensorial consiste en usar el ángulo calculado mediante el giroscopio y la estimación del error de ángulo para obtener el valor filtrado del ángulo de la extremidad, de acuerdo con,

$$\hat{\theta}(t) = \hat{\theta}_g(t) + \hat{\Delta}\theta(t). \quad (6)$$

En este artículo el método seleccionado para estimar $\hat{\Delta}\theta(t)$ es el filtro de Kalman.

IV-A. Filtro de Kalman

Considere el modelo (3)-(4) y su representación en tiempo discreto:

$$x_{k+1} = Fx_k + G\omega_k, \quad (7)$$

$$z_k = Cx_k + v_k. \quad (8)$$

Teniendo en cuenta que F y G son la representación en tiempo discreto de las matrices A y B , respectivamente.

El filtro de Kalman encuentra las estimaciones óptimas de los estados \hat{x}_k^* , \hat{x}_{k+1}^* del modelo (7)-(8) mediante la minimización del criterio cuadrático siguiente,

$$\min_{\hat{\omega}_k, \hat{v}_k, \hat{x}_k, \hat{x}_{k+1}} \{J\}, \quad (9)$$

$$J = \|\hat{x}_k - \hat{x}_{k|k-1}\|_{P_{k|k-1}}^2 + \begin{bmatrix} \hat{\omega}_k \\ \hat{v}_k \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} Q & 0 \\ 0 & R \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \hat{\omega}_k \\ \hat{v}_k \end{bmatrix}. \quad (10)$$

La actualización de la matriz $P_{k+1|k}$ esta dada por la ecuación de Riccati,

$$P_{k+1|k} = Q + F(P_{k|k-1} - P_{k|k-1}C^T(R + CP_{k|k-1}C^T)^{-1}CP_{k|k-1})F^T, \quad (11)$$

donde las matrices $P_{0|-1} \succ 0$, $Q \succ 0$ y $R \succ 0$ son las esperanzas de la covarianza a posteriori, la covarianza del ruido en el proceso y la covarianza del ruido en la observación, respectivamente. De este modo los estados del modelo (7)-(8) son estimados por,

$$\hat{x}_{k|k} = \hat{x}_{k|k-1} + P_{k|k-1}C^T(R + CP_{k|k-1}C^T)^{-1}\hat{e}, \quad (12)$$

$$\hat{e} = z_k - C\hat{x}_{k|k-1}, \quad (13)$$

$$\hat{x}_{k+1|k} = F\hat{x}_{k|k}. \quad (14)$$

Mas detalles sobre el filtro de Kalman pueden ser encontrados en [21] y [22].

IV-B. Procesamiento de las Señales Electromiográficas

El dispositivo desarrollado cuenta con un filtro de respuesta infinita al impulso (IIR), pasa alto, con frecuencia de corte en 1 Hz para eliminar el ruido de baja frecuencia de la señal EMG obtenida desde el Myoware. Así mismo, el sistema calcula el valor absoluto de la señal EMG filtrada. Esta señal permite determinar la intencionalidad del usuario a partir de la amplitud de la contracción. De acuerdo con [23] y [24], la respuesta de la contracción muscular es bien representada mediante un sistema lineal críticamente amortiguado de segundo orden, definido por:

$$G_m = \frac{3,04s + 39,45}{s^2 + 12,57s + 39,45}. \quad (15)$$

Por lo tanto, nosotros usamos el mismo método reportado en [19] para segmentar la señal EMG y suprimir el ruido.

V. RESULTADOS

La validación del prototipo se realizó a través de una prueba de concepto con un usuario sano. El usuario fue instruido para caminar en línea recta usando el dispositivo, mientras las señales medidas se transmitían al servidor. La Fig. 2 muestra la ubicación de cada placa y los sensores correspondientes en la extremidad inferior derecha. Así, la tarjeta principal y la secundaria se colocan verticalmente en la parte delantera del muslo y la parte inferior de la pierna, respectivamente, y la tercera placa está en el pie.

La Fig. 3 muestra los resultados de la prueba de concepto. En la parte superior, la figura muestra el ángulo del tobillo en el plano sagital. Tenga en cuenta que este ángulo se calcula por la diferencia del ángulo de la pierna y el pie. La parte superior central del gráfico muestra el ángulo de la rodilla en el plano sagital, calculado a partir de la diferencia entre el ángulo del muslo y la pierna. En la parte inferior central, la figura muestra la señal EMG segmentada del músculo vasto intermedio, que es el músculo agonista del muslo. La señal EMG segmentada para el músculo semitendinoso se muestra en la parte inferior. Este es el músculo antagonista en el muslo.

La prueba de concepto consistió de tres experimentos de marcha. Por lo tanto, en el gráfico, la línea azul oscura es el promedio de las medidas y las líneas azul claro son las variaciones del conjunto de medidas. En esta gráfica se observa

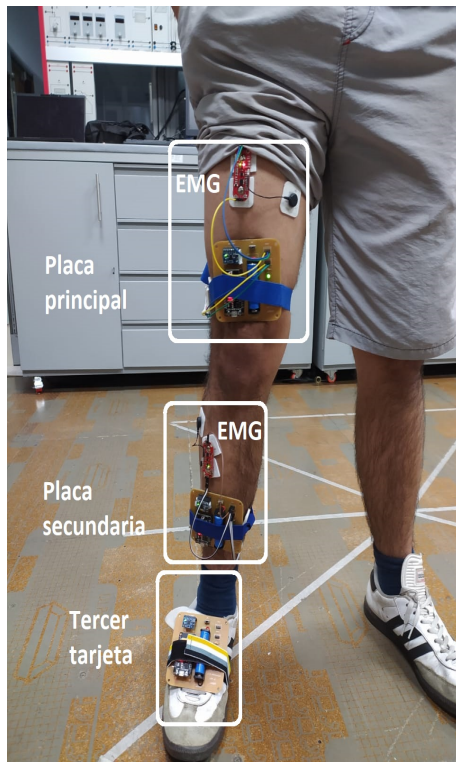


Figura 2. Ubicación de la red de sensores vestible.

la variación del ángulo del tobillo y la rodilla cuando el usuario da cuatro pasos. También se ve la medición realizada por el sensor de EMG ubicado en el muslo, en particular la variación en la magnitud de la contracción muscular en los músculos agonistas y antagonistas. Para las tres marchas realizadas el desplazamiento angular del tobillo y la rodilla fueron similares, esto se ve claramente, dado que, la dispersión de las señales respecto al promedio es baja. No obstante, respecto de la activación muscular, en la gráfica se observa que hay mayor dispersión, lo que indica variación de esta activación en las diferentes pruebas. Esto nos lleva a planear para un futuro trabajo, un protocolo de pruebas mas específico, con el cual se pueda determinar la relación que existe entre la activación muscular y las fases del caminar, a partir del uso del sistema de medición construido.

VI. CONCLUSIONES

En este artículo develamos los resultados de aprendizaje obtenidos por un grupo de estudiantes en el espacio académico Trabajo de Grado II, en el cual se desarrolló un prototipo para la medición de señales Biomecánicas de la extremidad inferior. De acuerdo con las evidencias y la rúbrica evaluación, se puede afirmar que los estudiantes alcanzaron los criterios de evaluación mas altos para los tres resultados de aprendizaje propuestos, esto es, los criterios de evaluación denotados con una ponderación de cinco, en una escala de cero a cinco.

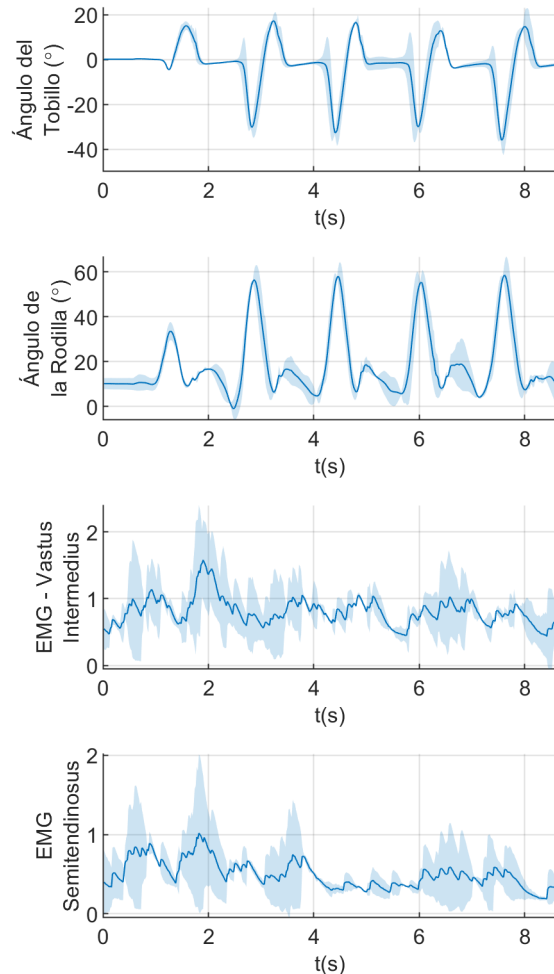


Figura 3. Resultados de la prueba de concepto para el sistema de medición de ángulo y EMG en miembro inferior.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Este artículo es financiado por la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, en el marco del proyecto 2-5-617-20.

REFERENCIAS

- [1] S. Khoza, "Learning outcomes as understood by 'publishing research' facilitators at a south african university," *Mevlana International Journal of Education*, vol. 3, pp. 1–11, 08 2013.
- [2] L. Meda and A. J. Swart, "Analysing learning outcomes in an electrical engineering curriculum using illustrative verbs derived from bloom's taxonomy," *European Journal of Engineering Education*, vol. 43, no. 3, pp. 399–412, 2018.
- [3] A. Yadav, D. Subedi, M. A. Lundeberg, and C. F. Bunting, "Problem-based learning: Influence on students' learning in an electrical engineering course," *Journal of Engineering Education*, vol. 100, no. 2, pp. 253–280, 2011.

- [4] Ministerio de Educación Nacional, *Decreto 1330 de 2019*, Bogotá, Colombia, 2019.
- [5] D. Kennedy, *Writing and using learning outcomes: a practical guide*. Cork: University College Cork., 2006.
- [6] L. Andrade-Arenas, D. L. Nuñez, J. V. Sandoval, W. R. Perez, and E. G. Choquehuanca, "Proposal of a model for the development of university teacher training through virtual courses," *Int. J. Eng. Pedagog.*, vol. 12, 2022.
- [7] E. F. Medina, Y. P. Somoza, L. Andrade-Arenas, J. C. Zavaleta, R. Y. Alva, and S. V. Vargas, "Analysis of distance learning in the professional school of systems engineering and informatics," *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, vol. 12, no. 7, 2021.
- [8] M. Martínez-Prado, J. Rodríguez, R. Gómez Loenzo, K. Camarillo-Gómez, and G. Herrera-Ruiz, "Short informative title: Towards a new tendency in embedded systems in mechatronics for the engineering curricula," *Computer Applications in Engineering Education*, vol. 27, pp. 603–614, 02 2019.
- [9] P. K. Jamwal, S. Hussain, and S. Q. Xie, "Review on design and control aspects of ankle rehabilitation robots," *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, vol. 10 2, pp. 93–101, December 2015.
- [10] W. Huo, S. Mohammed, J. C. Moreno, and Y. Amirat, "Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art," *IEEE Systems Journal*, vol. 10, no. 3, pp. 1068–1081, September 2016.
- [11] D. P. Losey, C. G. McDonald, E. Battaglia, and M. K. O'Malley, "A Review of Intent Detection, Arbitration, and Communication Aspects of Shared Control for Physical Human–Robot Interaction," *Applied Mechanics Reviews*, vol. 70, no. 1, pp. 1–19, February 2018.
- [12] K. Nizamis, A. Athanasiou, S. Almpanti, C. Dimitrousis, and A. Astaras, "Converging robotic technologies in targeted neural rehabilitation: A review of emerging solutions and challenges," *Sensors*, vol. 21, no. 6, 2021.
- [13] N. Triana-Guzman, A. D. Orjuela-Cañon, A. L. Jutinico, O. Mendoza-Montoya, and A. J. M., "Decoding EEG rhythms offline and online during motor imagery for standing and sitting based on a brain-computer interface," *Front Neuroinform*, vol. 16, 2022.
- [14] F. M. Escalante, J. C. Pérez-Ibarra, J. C. Jaimes, A. A. Siqueira, and M. H. Terra, "Robust markovian impedance control applied to a modular knee-exoskeleton," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 53, no. 2, pp. 10 141–10 147, 2020.
- [15] A. L. Jutinico, G. A. R. Rodriguez, and J. R. Camargo-Lopez, "Wearable sensor network for lower limb angle estimation in robotics applications," *TELKOMNIKA Telecommun Comput El Control*, vol. 21, no. 2, pp. 390–399, 2023.
- [16] S. Nogueira, A. Siqueira, R. Inoue, and M. Terra, "Markov jump linear systems-based position estimation for lower limb exoskeletons," *Sensors*, vol. 14, no. 1, pp. 1835–1849, 2014.
- [17] H. Lee, E. J. Rouse, and H. I. Krebs, "Summary of human ankle mechanical impedance during walking," *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 4, pp. 1–7, August 2016.
- [18] A. L. Jutinico, F. M. Escalante, J. C. Jaimes, M. H. Terra, and A. A. G. Siqueira, "Markovian robust compliance control based on electromyographic signals," in *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (Biorob)*, 2018, pp. 1218–1223.
- [19] F. M. Escalante, A. L. Jutinico, J. C. Jaimes, M. H. Terra, and A. A. G. Siqueira, "Markovian robust filtering and control applied to rehabilitation robotics," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 26, no. 1, pp. 491–502, 2021.
- [20] M. Ullrich, C. Houy, T. Stottrop, M. Striewe, B. Willems, P. Fettke, P. Loos, and A. Oberweis, "Automated assessment of conceptual models in education: A systematic literature review," *Enterprise Modelling and Information Systems Architectures (EMISAJ) International Journal of Conceptual Modeling*, vol. 18, no. 2, pp. 1–36, 2023.
- [21] M. S. Grewal and A. P. Andrews, *Kalman Filtering: Theory and Practice Using Matlab*. John Wiley & Sons, Inc, 2014.
- [22] A. H. Sayed, *Adaptive Filters*. John Wiley & Sons, Inc, 2008.
- [23] D. G. Lloyd and T. F. Besier, "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 6, pp. 765 – 776, June 2003.
- [24] H. S. Milner-Brown, R. B. Stein, and R. Yemm, "Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions," *Journal of physiology*, vol. 230, no. 2, pp. 371 – 390, April 1973.