

# Robotic Knee Exoskeleton Prototype to Assist Patients in Gait Rehabilitation

Esteban Mora-Tola, Juan Loja-Duchi, Andres Ordonez-Torres, Andres Vazquez-Rodas, Fabian Astudillo-Salinas, Luis I. Minchala\*, *Senior Member, IEEE*,

**Abstract**—This paper presents the design and development of a low cost robotic knee exoskeleton with mobile interface for active assistance of gait rehabilitation of patients who suffer lower limb impairment. Interaction based on electromyography (EMG) is used for detecting motion intention to recognize muscular activity patterns by applying artificial neural network (ANN) algorithms. A comparison of muscular activity between the rectus femoris of each lower limb is made in order to find which offers better results. Once the system identifies a motion intention, it generates a predefined trajectory that mimics the gait cycle pattern of the knee joint. The actuator of the exoskeleton is required to accomplish this movement based on a position control strategy. The exoskeleton's operation is supervised remotely through a mobile device, which is connected to a database that contains three rehabilitation routines previously set by medical staff. The robotic knee prototype is validated by monitoring its performance while being used, initially by healthy subjects.

**Index Terms**—Knee exoskeleton, EMG signal processing, motion intention detection, rectus femoris, gait rehabilitation, neural network, remote supervision.

## I. INTRODUCCIÓN

LA Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que más de mil millones de personas en el mundo sufren de algún tipo de discapacidad [1]. Entre estas discapacidades se incluyen distintos tipos de pérdida de movilidad. Por ejemplo, es común que las extremidades inferiores sufran algún tipo de patología que afecte su normal desempeño motriz, debido al desgaste natural del cuerpo, accidentes, lesiones por actividades deportivas o enfermedades crónicas. Existen alternativas para restaurar el movimiento mediante dispositivos de ayuda como sillas de ruedas, muletas, entre otros. Estos

March 17th, 2020. This work was funded by the Research Department of Universidad de Cuenca

E. Mora-Tola is with the Department of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador (e-mail: esteban.mora@ucuenca.edu.ec).

Juan Loja-Duchi was student of Electronic and Telecomunicaciones Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador (e-mail: juanloja1992@gmail.com).

Andres Ordonez-Torres was student of Electronic and Telecomunicaciones Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador (e-mail: andresordonez\_006@hotmail.com).

A. Vazquez-Rodas is with the Department of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador (e-mail: andres.vazquezr@ucuenca.edu.ec).

F. Astudillo-Salinas is with the Department of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador (e-mail: fabian.astudillos@ucuenca.edu.ec).

L. I. Minchala is with the Department of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador (e-mail: ismael.minchala@ucuenca.edu.ec).

dispositivos de asistencia brindan un movimiento no natural a la locomoción del ser humano [2].

Dispositivos mecatrónicos como órtesis energizadas o exoesqueletos, surgen como herramientas prometedoras en procesos de rehabilitación física, con el objetivo de recuperar o mejorar la movilidad en las piernas. Varios estudios se han hecho en este campo, por ejemplo en [3] se propone un sistema de control generalizado para exoesqueletos de extremidad inferior basado en control híbrido. En [4] se describe el diseño de un dispositivo para rehabilitación de rodilla llamado FLEXO, en donde se habla de la interacción entre el exoesqueleto y el paciente, concluyendo que la estimulación eléctrica funcional mejora la rehabilitación física. El exoesqueleto para rodilla que se presenta en [2], emplea señales de electroencefalografía (EEG), electro-oculografía (EOG) y electromiografía (EMG), y usa una estrategia de control obediente. La órtesis energizada de rodilla para rehabilitación en trastornos de marcha diseñada en [5], basa su interfaz en sensores portátiles como unidades de medición inercial y sensores resistivos de fuerza (*IMU* y *FSR*, por sus siglas en inglés, respectivamente) y electrodos de EMG.

El prototipo de exoesqueleto desarrollado en este trabajo, es un caso de estudio que presenta un dispositivo de bajo costo, que incluye una interfaz con un dispositivo móvil, dirigido a personas que han sufrido alguna disminución en la capacidad de movimiento de sus extremidades inferiores, específicamente de la articulación de la rodilla. El dispositivo desarrollado propone realizar actividades de rehabilitación mediante un sistema de control local, supervisado remotamente por personal médico de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad de Cuenca. El prototipo está destinado a asistir a personas con discapacidad en el movimiento de flexión-extensión de la articulación de la rodilla izquierda, proponiendo un sistema de control para la gestión de los movimientos del exoesqueleto en tres rutinas pre-programadas: entrenamiento isométrico, terapia de relajación y caminata asistida. Para la tercera rutina, el sistema de control detecta la intención de movimiento del paciente basado en el análisis de una señal EMG tomada del músculo recto femoral. Paralelamente se aplica un algoritmo de reconocimiento de patrones para obtener clasificadores de actividad muscular, utilizando redes neuronales artificiales (*ANN* por sus siglas en inglés), que permitan identificar únicamente una intención de movimiento real. El mecanismo propuesto asiste al usuario como un dispositivo activo y brinda terapias que especifican el rango de movimiento de la articulación de rodilla, acorde a las especificaciones médicas.

## II. METODOLOGÍA DE DISEÑO

### A. Diseño mecánico del exoesqueleto

El diseño mecánico del exoesqueleto para la articulación de la rodilla se desarrolla en cuatro etapas, que se detallan a continuación.

- 1) *Grados de libertad del exoesqueleto.* Un paciente después de sufrir algún tipo de lesión o haberse sometido a alguna cirugía, presenta diversas modificaciones biomecánicas como una alteración de la marcha en semiflexión, alteración del par flexo-extensor en fase de apoyo, deterioro muscular del cuádriceps y la limitación de la extensión y rotación de la rodilla. En [6] se propone un programa de rehabilitación en busca de una flexión completa y extensión que comience en  $90^\circ$  y se incremente progresivamente. Basados en esta información, se establece un único grado de libertad del exoesqueleto en función del movimiento principal que realiza la articulación de la rodilla: flexión y extensión en el plano sagital.
- 2) *Análisis dinámico de la articulación inferior.* Se utiliza el método de Euler-Lagrange descrito en [7–9], mediante la ecuación:

$$\tau = M(\theta)\ddot{\theta} + V(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (1)$$

donde  $\theta$ ,  $\dot{\theta}$  y  $\ddot{\theta}$  se refieren a la posición, velocidad y aceleración angular respectivamente,  $\tau$  es el par necesario para mover el eslabón con una aceleración angular  $\ddot{\theta}$ ,  $M$  es la matriz de inercia de la extremidad inferior,  $V$  es el vector de fuerzas de coriolis y centrífugas, y  $G$  es el vector de fuerza de gravedad. El análisis dinámico se realiza para obtener los parámetros requeridos para el estudio de esfuerzo utilizado en la construcción de la órtesis; sus cálculos se presentan de manera detallada en [10].

- 3) *Diseño del prototipo.* El diseño del exoesqueleto es desarrollado en el software *AutodeskInventor*. Se considera el rango de movimiento de la articulación de una rodilla sana, estimando una flexión máxima de  $135^\circ$  y una extensión de  $0^\circ$  [11]. Para evitar lesiones se incorpora una restricción mecánica en la estructura del exoesqueleto, de forma tal que el actuador solamente varíe entre  $0-135^\circ$  desde un punto de referencia. La Fig. 1 muestra el diseño asistido por computador (CAD, por sus siglas en inglés) del exoesqueleto.

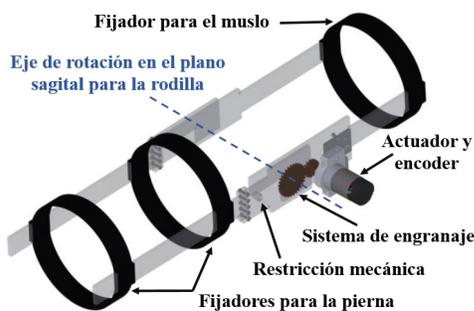


Fig. 1: Diseño CAD del Exoesqueleto.

- 4) *Análisis de esfuerzo.* Este análisis dimensiona el par que el actuador del exoesqueleto debe proporcionar para asistir en el movimiento normal de la pierna. La Tabla I presenta información de la inercia, masa y centros de gravedad del prototipo obtenidos del análisis dinámico, los cuales se utilizan en *SimMechanics* para las simulaciones dinámicas.

TABLA I:  
DATOS FÍSICOS PARA EL ANÁLISIS DE ESFUERZO

Estructura	Masa (kg)	Centro de Gravedad (mm)	Inercia ( $\text{kg.m}^2$ )
Muslo	8.32	[21.524 -1.527 58.785]	[0.0283 0.0321 0.00779]
Pierna	3.688	[-2.394 0 -81.661]	[0.0446 0.0440 0.0007]

El par máximo generado por la estructura desarrollada en *Simmechanics*, capaz de levantar el propio exoesqueleto y la región inferior de la pierna, es de  $3,7N.m$ , en el instante en que el actuador está en contra de la fuerza de gravedad. Considerando el par obtenido en la simulación, se elige como actuador el motor POLOLU-64CPR-37D con una caja reductora que puede proporcionar un par máximo de  $3,75N.m$  a  $60rpm$ .

La selección del material con el que se construye la estructura del exoesqueleto se realiza en conjunto con el análisis de esfuerzos y del punto de fractura del material. Se realiza una simulación de estrés del material fijando un par en un diente del sistema de engranaje para estimar el estrés que puede presentar el material y determinar si soportará el par generado por el actuador. La simulación realizada en *AutodeskInventor* muestra que la presión en un diente del sistema de engranaje no supera los  $0,378MPa$ . Los materiales escogidos son PMMA (Polimetilmetacrilato) para la estructura y bronce para el sistema de transmisión de energía, los cuales cumplen con las especificaciones de diseño.

- B. *Diseño de interfaz entre dispositivo móvil y exoesqueleto*  
Este sistema propone tres rutinas pre-programadas:

- **Entrenamiento isométrico:** mantiene la rodilla en una posición angular fija.
- **Terapia de relajación:** realiza movimientos cíclicos de flexión y extensión de la rodilla, siguiendo una trayectoria senoidal.
- **Caminata asistida:** realiza el movimiento angular característico de rodilla en un ciclo completo de marcha.

La interfaz del exoesqueleto se diseña para que el sistema pueda ser operado a través de un dispositivo móvil de forma remota. Esta interfaz permite monitorizar el desempeño del exoesqueleto por parte del personal médico que está a cargo de su funcionamiento. El sistema está formado por una aplicación de escritorio, en la que el personal médico programa una o más de las tres rutinas. Las secuencias de rutinas programadas se almacenan en una base de datos local y posteriormente estos datos son descargados por una aplicación *Android*.

Este proyecto usa dos tarjetas *ArduinoMega*, una para el procesamiento de la señal EMG y otra para el control

y mando del actuador. Estas tarjetas usan una interfaz de comunicación con *Simulink*. El preprocesamiento de la señal EMG está a cargo de la tarjeta OLIMEX-EKG-EMG, que se conecta directamente con uno de los microcontroladores. La tarjeta OLIMEX-EKG-EMG adquiere la señal de un solo músculo [12]. La alimentación general del dispositivo es de 12VDC. La selección de estos componentes se ha realizado considerando su bajo costo y amplia aplicabilidad en proyectos de ingeniería.

### III. SISTEMA DE PROCESAMIENTO DE SEÑALES

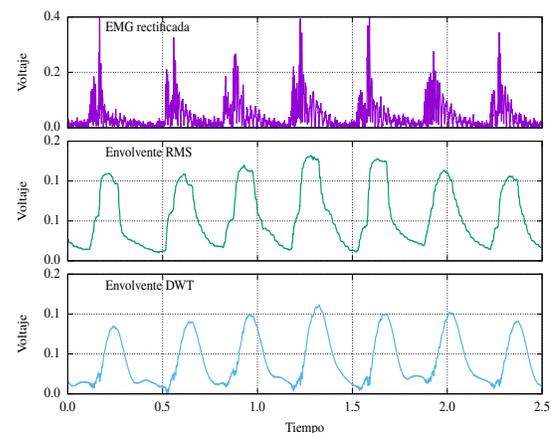
#### A. Análisis de la señal EMG

Las señales EMG son utilizadas en aplicaciones clínicas y de ingeniería como interfaz entre el humano y la máquina [13]. En el presente trabajo se utiliza el protocolo de adquisición de señales EMG superficial o sEMG (electrodos conductivos colocados sobre la piel del paciente) que es el más utilizado para el análisis de movimiento y biomecánica [14]. La señal de sEMG se utiliza como una herramienta de detección de la intención de movimiento y de control [9, 15]. La metodología de desarrollo del sistema de procesamiento de la señal EMG es la siguiente:

- **Adquisición de la señal:** el ancho de banda de la señal EMG es de 500Hz, por lo tanto se adquiere la señal con una frecuencia de muestreo de 1kHz, respetando el teorema de Nyquist.
- **Señal filtrada:** la señal EMG cruda pasa por un filtro de respuesta infinita al impulso (*IIR*, por sus siglas en inglés) Butterworth pasa-banda de segundo orden con frecuencias de corte de 20 y 500Hz, que es el rango donde se encuentra la información útil de este tipo de señal [16].
- **Señal rectificadora:** debido a que se necesita una señal integrativa y trabajar únicamente con valores positivos, se aplica una rectificación de onda completa a la EMG filtrada [17].
- **Envolvente de la señal:** para obtener una señal que muestre la actividad del músculo, se aplica un detector de envolvente.

Trabajos como [18–20] utilizan el promedio de la raíz del cuadrado (*RMS*, por sus siglas en inglés) del valor de la señal para conseguir la envolvente de señal EMG. Otro método aplicado en el procesamiento de EMG se basa en la transformada de wavelet discreta (*DWT*, por sus siglas en inglés). El uso de *DWT* se ha convertido en una de las herramientas más efectivas en el análisis de señales EMG para eliminar ruido y extraer información útil; además se aplica al reconocimiento de contracciones musculares durante la marcha [18]. Debido a las características no-estacionarias de una señal EMG, se ajusta de mejor manera un análisis basado en tiempo-frecuencia de la transformada de wavelet [21, 22]. Esto permite, en el caso de *DWT*, realizar un procesamiento de EMG en tiempo real, siendo este parámetro de gran importancia en el estudio actual. En [22] se resalta la gran importancia al momento de escoger el tipo de wavelet madre (Daubechies, Haar, Symlets, etc.). Varios autores sugieren diferentes órdenes y niveles

[18, 22, 23]. En [24] se menciona el uso de Daubechies de 7<sup>mo</sup> orden (Db7) para extraer características de una señal EMG y en [18] se concluye que el uso de Db7 entrega un gran desempeño al momento de realizar este análisis basado en wavelet. Debido a los resultados encontrados en estos dos últimos trabajos mencionados, este estudio aplica el wavelet Db7 a la señal EMG filtrada y rectificadora. Para comparar qué método brinda un mejor reconocimiento de la intención de movimiento, el estudio actual aplica *RMS* y *DWT* para obtener la envolvente de la señal EMG, como se indica en la Fig. 2. En el caso de *RMS*, una ventana de 100ms se desliza por la señal rectificadora. En el segundo método, se aplica continuamente *DWT* a las últimas 500 muestras de la señal de EMG rectificadora.



**Fig. 2:** Envolvente de señal EMG. (a) Señal EMG rectificadora. (b) Envolvente aplicando *RMS*. (c) Envolvente aplicando *DWT*.

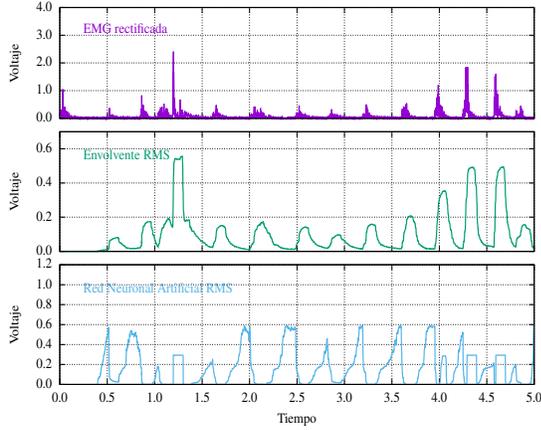
#### B. Detección de la intención de movimiento

El sistema de interacción está compuesto por un algoritmo de detección de movimiento basado en *ANN*. Para esto, el sistema de control recibe una señal EMG del recto femoral, que es uno de los músculos que provee la información requerida durante el movimiento de la rodilla (flexo-extensión), tanto en blanceo como en apoyo [8][25]. En este trabajo, se coloca sobre la piel de cada extremidad inferior los electrodos de EMG en el músculo.

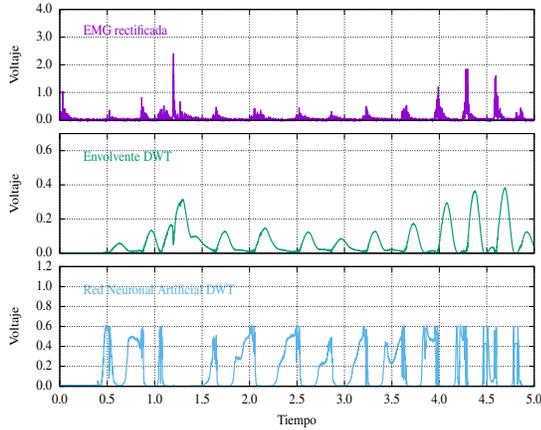
El reconocimiento de patrones basado en un clasificador *ANN* se ha aplicado en investigaciones relacionadas con este tema, como [22, 26]. Este trabajo emplea un modelo de *ANN* con retropropagación para las señales de cada una de las extremidades inferiores (con envolvente *RMS* y *DWT*). Las Fig. 3 y 4 muestran cómo actúa el algoritmo de reconocimiento de patrones para cada metodología de detector de envolvente usada.

El bloque clasificador recibe como entrada la señal que se muestra en el gráfico (b) de las Fig. 3 y 4, y como salida se obtiene la señal del gráfico (c). Se observa que cuando identifica al patrón esperado, la amplitud de la señal del clasificador se incrementa (su amplitud puede ascender a 1 en caso de un clasificador ideal). Cuando la señal del clasificador tiene una amplitud mayor a un umbral de 0.4, se envía una señal de mando para el actuador, permitiendo en ese instante la generación de la trayectoria

de movimiento del exoesqueleto. El valor del umbral se ha escogido considerando que cada sujeto presenta distinta actividad muscular.



**Fig. 3:** Detección de la intención de movimiento en señal con detector de envolvente RMS. (a) Señal EMG rectificada. (b) Detector de envolvente aplicado RMS. (c) Clasificador.



**Fig. 4:** Detección de la intención de movimiento en señal con detector de envolvente DWT. (a) Señal EMG rectificada. (b) Detector de envolvente aplicado DWT. (c) Clasificador.

#### IV. SISTEMA DE CONTROL

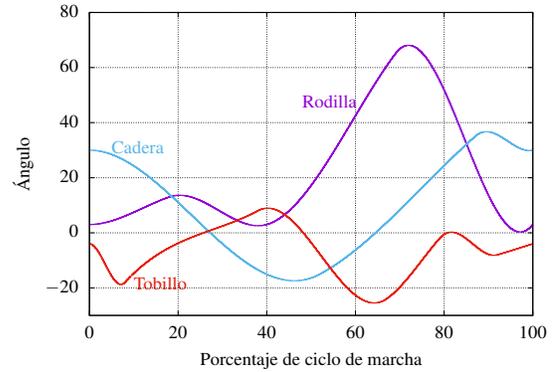
##### A. Generación de la trayectoria predefinida

En [27] se describe cómo se desarrolla la biomecánica angular de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo durante la marcha. En la Fig. 5 se muestra las trayectorias de la variación angular, en el plano sagital, de las articulaciones mencionadas al realizar un movimiento de flexo-extensión durante un ciclo completo de marcha [28]. El presente trabajo se enfoca estrictamente en la trayectoria generada para la articulación de la rodilla.

En caminata asistida, una vez que el exoesqueleto identifica la intención de movimiento del paciente, el sistema de control obliga a que el prototipo siga una trayectoria angular de un ciclo completo de marcha para la articulación de rodilla (Fig. 5).

La trayectoria desarrollada está fundamentada en

principios robóticos para la generación de una ruta basada en una secuencia de puntos intermedios (puntos vía) entre una posición inicial y una final, como lo describe Craig en [7]. El cálculo de la trayectoria parte de una función dependiente del tiempo que describa al movimiento de la articulación, en donde su valor en  $t_0$  se refiere al ángulo inicial y el valor en  $t_f$  corresponde al ángulo final. En este trabajo se usa una función polinómica cúbica para el desarrollo de la trayectoria.



**Fig. 5:** Biomecánica angular de la cadera, rodilla y tobillo en un ciclo completo de marcha.

Para caminata asistida, como se observa en la Fig. 5, la biomecánica de la articulación de rodilla tiene una trayectoria discontinua y la velocidad del movimiento varía en distintas porciones del ciclo total de marcha. Por esta razón, se obliga a realizar cálculos de puntos vía para generar un movimiento que permita imitar el patrón de caminata. La función polinómica cúbica para la generación de trayectoria está dada por:

$$\theta(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 \quad (2)$$

$$\dot{\theta}(t) = a_1 + 2a_2t + 3a_3t^2 \quad (3)$$

donde  $\theta(t)$  y  $\dot{\theta}(t)$  son la posición y velocidad angular respectivamente;  $a_0, a_1, a_2$  y  $a_3$  son los coeficientes de la función polinómica cúbica y  $t$  es el tiempo. Las ecuaciones de los coeficientes para el caso de una ruta con puntos vía son:

$$a_0 = \theta_0 \quad (4)$$

$$a_1 = \dot{\theta}_0 \quad (5)$$

$$a_2 = \frac{3}{t_f^2}(\theta_f - \theta_0) - \frac{2}{t_f}\dot{\theta}_0 - \frac{\dot{\theta}_f}{t_f} \quad (6)$$

$$a_3 = -\frac{2}{t_f^3}(\theta_f - \theta_0) + \frac{1}{t_f^2}(\dot{\theta}_f + \dot{\theta}_0) \quad (7)$$

donde  $\theta_0$  es la posición angular inicial,  $\dot{\theta}_0$  es la velocidad angular inicial,  $\theta_f$  y  $\dot{\theta}_f$  son la posición y velocidad angular final respectivamente, de una sección. La posición y velocidad angular final de una sección serán la posición y velocidad inicial de una sección posterior. La Tabla II indica los valores de  $\theta_0, \theta_f, \dot{\theta}_0$  y  $\dot{\theta}_f$  de cada sección de la biomecánica angular de la marcha para la articulación

de rodilla, donde  $t_t$  representa el tiempo total de un ciclo de marcha determinado. El desarrollo del cálculo de los coeficientes se presenta de manera detallada en [7].

**Tabla II:**  
VALORES DE  $\theta_0$  Y  $\theta_f$  PARA CADA SECCIÓN DE LA BIOMECAÍNICA DE LA RODILLA

% de tiempo del ciclo de marcha	$\theta_0$ °	$\theta_f$ °	$\dot{\theta}_0$ °/s	$\dot{\theta}_f$ °/s
30	3	13	0	$10/(0,3t_t)$
52	13	3	$10/(0,3t_t)$	$10/(0,5t_t)$
79	3	65	$10/(0,5t_t)$	$62/(0,79t_t)$
100	65	3	$62/(0,79t_t)$	$62/(t_t)$

Cuando se elige la rutina de terapia de relajación, se sigue la misma metodología explicada en esta sección, pero en este caso se genera una trayectoria senoidal a velocidad constante.

### B. Estrategia de control

En el presente estudio se aplica una estrategia de control de posición pura, donde el sistema mecatrónico sigue una trayectoria predefinida. Esta estrategia se adapta totalmente cuando el dispositivo debe desempeñar rutinas repetitivas, lo cual es el caso de este trabajo, que busca que el exoesqueleto realice movimientos repetitivos que permitan incrementar fuerza muscular.

El sistema de control de lazo cerrado recibe continuamente una retroalimentación de la posición angular de la articulación, medida por un encoder instalado en el hardware del dispositivo, como se especifica en el sistema de control de posición de la Fig. 6. Esta posición angular real es comparada con una medida de referencia para determinar la diferencia entre las dos:

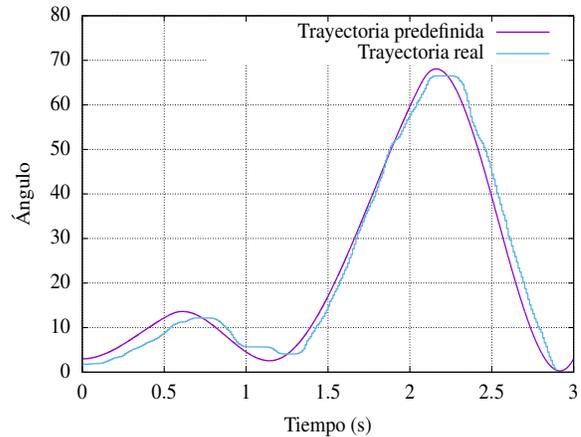
$$e = \theta_{ref} - \theta_{act} \quad (8)$$

donde  $\theta_{ref}$  es la posición angular deseada que se toma de la trayectoria predefinida,  $\theta_{act}$  es la posición angular actualizada que se adquiere de la medición del encoder y  $e$  es el error existente. La estrategia de control seleccionada en este trabajo corresponde a un algoritmo proporcional-integral-derivativo (PID) con eliminación de la acumulación del error integral (anti-windup), representado por la ecuación (9), en donde se rastrea la trayectoria de referen-

cia y se provee al actuador el valor del par requerido:

$$\tau_d = k_p e + k_i \int_0^t \left( e + \frac{v}{\sqrt{k_i k_d}} \right) d\tau + k_d \frac{de}{dt} \quad (9)$$

donde  $k_p$ ,  $k_i$ ,  $k_d$ , son las ganancias proporcional, integral y derivativa del controlador PID, respectivamente;  $\tau_d$  se refiere al par deseado en el actuador, y  $e$  el error descrito anteriormente. El valor de las ganancias del controlador se calcula siguiendo el método de Ziegler-Nichols para lazo cerrado [29], obteniendo:  $k_p = 8,6$ ,  $k_i = 2,8$  y  $k_d = 0,012$ . La Fig. 7 muestra el comportamiento del controlador.



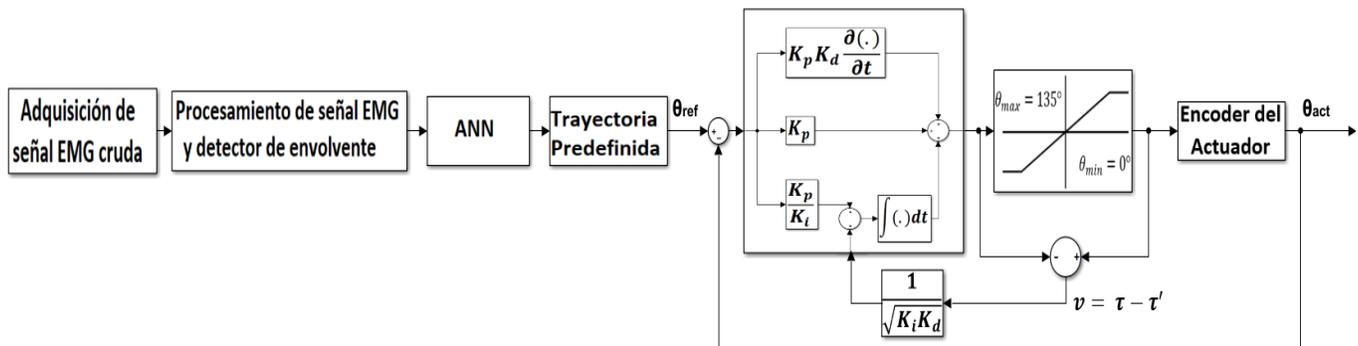
**Fig. 7:** Comportamiento del Controlador.

## V. PRUEBAS Y RESULTADOS

### A. Metodología de las pruebas

Las pruebas realizadas para caminata asistida se basan en la identificación de intención de movimiento para comenzar la marcha siempre con la extremidad inferior izquierda. En este caso se evalúa el músculo recto femoral de la extremidad inferior izquierda, que actúa en la flexo-extensión de la rodilla al momento de iniciar la marcha; y también el de la extremidad inferior derecha, que ejerce soporte cuando el inicio de la marcha se realiza con la extremidad inferior izquierda. Se realizan un total de 60 pruebas, que incluyen 12 pasos cada una, 30 pruebas adquiriendo la señal de EMG de la extremidad inferior izquierda y 30 de la derecha.

El sistema de control ejecuta el procesamiento de la señal



**Fig. 6:** Diseño del Sistema de Control de Posición.

EMG y el detector de envolvente en tiempo real. La colocación del prototipo debe realizarse de forma que coincida el eje anatómico de la rodilla con el eje de rotación del actuador del exoesqueleto, como se indica en la Fig. 8.

Con la rutina de rehabilitación seleccionada, desde el dispositivo móvil, el sistema de control es el encargado de ejecutar las distintas acciones correspondientes a cada una. En el caso de caminata asistida, el sistema de control espera a la detección de la intención de movimiento para generar la trayectoria de marcha para la rodilla.



Fig. 8: Colocación del prototipo de exoesqueleto para rodilla.

### B. Resultados

Como resultado de la adquisición de la señal EMG en los 720 pasos, se obtiene una amplitud promedio de la contracción realizada por el recto femoral de la extremidad inferior izquierda (en 360 pasos) igual a  $0,387V \pm 0,157$ , y de la derecha (en 360 pasos) es  $0,3170V \pm 0,1443$ . Estos resultados demuestran que la actividad muscular de la extremidad inferior en movimiento (en fase de balanceo) entrega un valor mayor de voltaje que el de la extremidad que está en fase de apoyo.

En la tabla III se muestran los resultados de los parámetros de error cuadrático medio (*MSE* por sus siglas en inglés) y regresor (**R**), obtenidos al construir el clasificador.

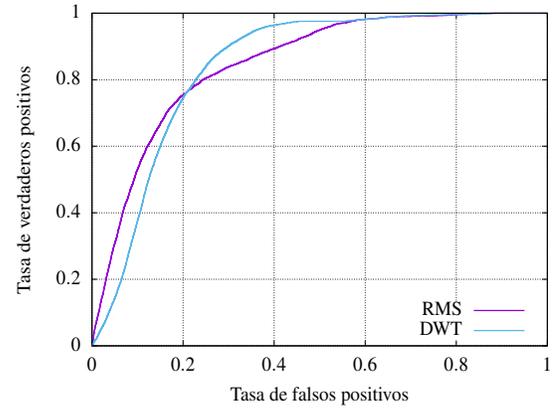
Tabla III:  
PARÁMETROS DE ANN

	Extremidad inferior derecha		Extremidad inferior izquierda	
	<i>RMS</i>	<i>DWT</i>	<i>RMS</i>	<i>DWT</i>
<i>MSE</i>	0.12171	0.117194	0.136512	0.140253
<b>R</b>	0.538401	0.555232	0.435174	0.409845

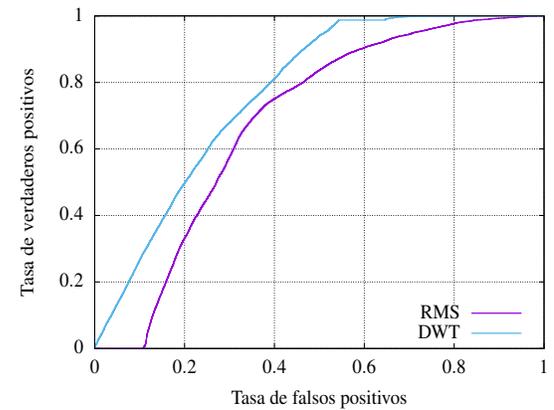
Las Fig. 9a y 9b complementan la información proporcionada por la Tabla III, en donde se muestra la curva característica operativa del receptor (*ROC* por sus siglas en inglés), de cada uno de los detectores de envolvente utilizados en este trabajo, para las dos

extremidades inferiores.

En la Tabla III y la Fig. 10 se observa que los mejores resultados para el clasificador se obtienen de la señal de la extremidad inferior que se encuentra en fase de apoyo al inicio de la marcha.



(a) Extremidad inferior derecha. Curva *ROC* para *RMS* y para *DWT*.



(b) Extremidad inferior izquierda. Curva *ROC* para *RMS* y para *DWT*.

Fig. 9: Curvas *ROC* de las extremidades inferiores evaluadas para detector de envolvente *RMS* y *DWT*.

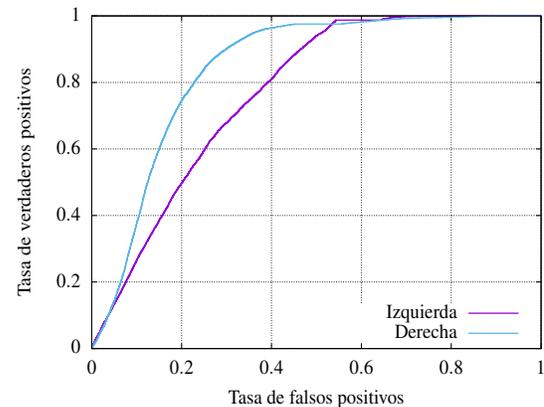


Fig. 10: Curva *ROC* para detector de envolvente *DWT* de la extremidad inferior izquierda y derecha.

Las curvas y valores obtenidos indican también que, en este estudio, el mejor resultado se obtiene de la señal

entregada por la extremidad inferior derecha al aplicar el detector de envolvente *DWT*, donde se encuentra el menor valor de *MSE*, el mayor de *R* y el mejor comportamiento de la curva *ROC*.

En las Fig. 3 y 4 se observa que la señal del clasificador se activa precisamente en la fase inicial de cada paso, demostrando que el algoritmo es capaz de identificar la intención de movimiento.

## VI. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La construcción del prototipo de exoesqueleto de rodilla de bajo costo (US \$320) cumplió con las especificaciones técnicas desarrolladas en este estudio. La recepción de la señal EMG y el control del motor, soportado por las placas *Arduino*, cumplieron de manera satisfactoria al momento de desarrollar las pruebas.

La interfaz entre el dispositivo móvil y el exoesqueleto funcionó de manera correcta, permitiendo al personal médico seleccionar cualquiera de las tres rutinas de terapia y sus respectivos parámetros, de manera remota. Una vez que el exoesqueleto recibió la respectiva información de su modo de funcionamiento, empezó a operar de manera independiente y cumpliendo con las especificaciones dadas.

El procesamiento de señal EMG, con *RMS* y *DWT*, entregó una envolvente capaz de identificar la actividad muscular del recto femoral de las dos extremidades inferiores. Los resultados obtenidos demostraron que, en este estudio, *DWT* entrega mejores resultados.

A pesar de que la actividad muscular de la extremidad inferior que inicia el movimiento con fase de balanceo es mayor, se observó que la señal de contracción del recto femoral de la extremidad que se mantiene en fase de apoyo es mejor para identificar la intención de movimiento.

La estrategia de control utilizada se adaptó totalmente al objetivo de este estudio, en donde se buscó brindar una asistencia activa. Los valores de ganancias para el controlador PID fueron considerados para no exigir de manera brusca al actuador el seguimiento de la trayectoria predefinida, evitando así alguna lesión a los usuarios del exoesqueleto.

Una desventaja que se encontró en las pruebas de funcionamiento fue la presencia de backlash en el sistema de engranajes. Otra desventaja que presenta el prototipo es el bajo valor de par que entrega el motor, el cual limita el movimiento de flexo-extensión de rodilla a usuarios con distintas necesidades de asistencia activa.

La adquisición de EMG de un solo músculo dificulta al procedimiento de reconocimiento de patrones, debido a que la generación de actividad muscular de éste puede estar presente en varias funciones motrices. Si se realiza el mismo análisis de EMG en dos o más músculos que están involucrados con la biomecánica de la rodilla, se encontrará una relación más precisa en una función motriz específica. De esta manera los resultados de detección de intención de movimiento aumentarán su calidad debido a que los clasificadores identificarán de mejor manera los patrones buscados. Los autores abordarán este tema en un próximo

artículo.

Es posible mejorar la calidad del análisis de la señal EMG cambiando el tipo de sensores por unos que tengan certificación médica, los cuales entregan señales limpias y confiables. Incluso si el cambio se hace por sensores EMG inalámbricos, evitaría el ruido causado por los cables, mejorando aún más la calidad de la señal.

Como trabajo futuro, se evaluará la incorporación de un nuevo sistema mecánico para el movimiento de la articulación, que incluya un sistema planetario o un controlador armónico en lugar del sistema de engranajes. Igualmente, se pretende incorporar un motor de menor tamaño y que entregue mayor par.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecemos a la Dirección de Investigación de la Universidad de Cuenca -DIUC- por el financiamiento proporcionado para el desarrollo de este trabajo.

## REFERENCIAS

- [1] S. F. dos Reis Alves, A. J. Uribe-Quevedo, I. N. da Silva, and H. Ferasoli Filho, "Pomodoro, a mobile robot platform for hand motion exercising," in *Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on)*. IEEE, 2014, pp. 970–974.
- [2] J. Li, G. Chen, P. Thangavel, H. Yu, N. Thakor, A. Bezerianos, and Y. Sun, "A robotic knee exoskeleton for walking assistance and connectivity topology exploration in eeg signal," in *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2016 6th IEEE International Conference on*. IEEE, 2016, pp. 1068–1073.
- [3] S. Oh, E. Baek, S.-k. Song, S. Mohammed, D. Jeon, and K. Kong, "A generalized control framework of assistive controllers and its application to lower limb exoskeletons," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 68–77, 2015.
- [4] Y. Ren and D. Zhang, "Fexo knee: A rehabilitation device for knee joint combining functional electrical stimulation with a compliant exoskeleton," in *Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on)*. IEEE, 2014, pp. 683–688.
- [5] P. Félix, J. Figueiredo, C. P. Santos, and J. C. Moreno, "Electronic design and validation of powered knee orthosis system embedded with wearable sensors," in *Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC), 2017 IEEE International Conference on*. IEEE, 2017, pp. 110–115.
- [6] P. A. Gómez, M. D. Rodríguez, and V. Amela, "Diseño de dispositivo robótico para la rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores," 2017.
- [7] J. J. Craig, *Introduction to robotics: mechanics and control*. Pearson Prentice Hall Upper Saddle River, 2005, vol. 3.
- [8] H. Aguilar-Sierra, W. Yu, S. Salazar, and R. Lopez, "Design and control of hybrid actuation lower limb exoskeleton," *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 7, no. 6, 2015.
- [9] L. I. Minchala, F. Astudillo-Salinas, K. Palacio-Baus, and A. Vazquez-Rodas, "Mechatronic design of a lower limb exoskeleton," in *Design, Control and Applications of Mechatronic Systems in Engineering*. In-Tech, 2017.
- [10] J. P. Loja Duchi and A. S. Ordóñez Torres, "Diseño y construcción de un exoesqueleto de rodilla robótica para asistir a pacientes en etapas de rehabilitación," B.S. thesis, 2016.
- [11] C. C. Yang and D. A. Dennis, "Mobile-bearing total knee arthroplasty: Technique and clinical results," *Basics in Hip and Knee Arthroplasty-E-book*, p. 280, 2015.
- [12] A. Rojas, A. Farfan, M. Ayavaca, V. Cardenas, E. Mora, S. Wong, and L. I. Minchala, "Single-channel electromyography based on arduino for analysis of the swing phase in normal gait," in *2018 IEEE XXV International Conference on Electronics, Electrical Engineering and Computing (INTERCON)*. IEEE, 2018, pp. 1–4.
- [13] N. Nazmi, M. A. Abdul Rahman, S.-I. Yamamoto, S. A. Ahmad, H. Zamzuri, and S. A. Mazlan, "A review of classification techniques of emg signals during isotonic and isometric contractions," *Sensors*, vol. 16, no. 8, p. 1304, 2016.

- [14] Y.-L. Wang, A. W. Su, T.-Y. Han, C.-L. Lin, and L.-C. Hsu, "Emg based rehabilitation systems-approaches for als patients in different stages," in *Multimedia and Expo (ICME), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE, 2015, pp. 1–6.
- [15] S. Pasinetti, M. Lancini, I. Bodini, and F. Docchio, "A novel algorithm for emg signal processing and muscle timing measurement," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 64, no. 11, pp. 2995–3004, 2015.
- [16] Z. A. Wright, W. Z. Rymer, and M. W. Slutzky, "Reducing abnormal muscle coactivation after stroke using a myoelectric-computer interface: a pilot study," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 28, no. 5, pp. 443–451, 2014.
- [17] L. R. Altimari, J. L. Dantas, M. Bigliassi, T. F. D. Kanthack, A. C. de Moraes, and T. Abrão, "Influence of different strategies of treatment muscle contraction and relaxation phases on emg signal processing and analysis during cyclic exercise," in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis-A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech, 2012.
- [18] A. Phinyomark, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, "Application of wavelet analysis in emg feature extraction for pattern classification," *Measurement Science Review*, vol. 11, no. 2, pp. 45–52, 2011.
- [19] D. Bai, C. Xia, J. Yang, S. Zhang, Y. Jiang, and H. Yokoi, "Shoulder joint control method for smart prosthetic arm based on surface emg recognition," in *Information and Automation (ICIA), IEEE Int. Conference on*. IEEE, 2016, pp. 1267–1272.
- [20] G. Morantes, G. Fernández, and M. Altuve, "A threshold-based approach for muscle contraction detection from surface emg signals," in *IX International Seminar on Medical Information Processing and Analysis*. International Society for Optics and Photonics, 2013, pp. 89 220C–89 220C.
- [21] R. T. Gulshan and M. Singh, "Analysis of emg signals based on wavelet transform—a review."
- [22] R. H. Chowdhury, M. B. Reaz, M. A. B. M. Ali, A. A. Bakar, K. Chellappan, and T. G. Chang, "Surface electromyography signal processing and classification techniques," *Sensors*, vol. 13, no. 9, pp. 12 431–12 466, 2013.
- [23] O. Wahyunggoro, H. A. Nugroho *et al.*, "Dwt analysis of semg for muscle fatigue assessment of dynamic motion flexion-extension of elbow joint," in *Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE), 2016 8th International Conference on*. IEEE, 2016, pp. 1–6.
- [24] M. Hakonen, H. Piitulainen, and A. Visala, "Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, pp. 334–359, 2015.
- [25] A. Rojas, A. Farfan, E. Mora, L. I. Minchala, and S. Wong, "Assessing the snr influence in the estimation of the mean frequency of lower limbs semg signals," *IEEE Latin America Transactions*, vol. 16, no. 8, pp. 2108–2114, 2018.
- [26] G. Wu, C. Wang, X. Wu, Z. Wang, Y. Ma, and T. Zhang, "Gait phase prediction for lower limb exoskeleton robots," in *Information and Automation (ICIA), 2016 IEEE International Conference on*. IEEE, 2016, pp. 19–24.
- [27] P.-A. Willems, B. Schepens, and C. Detrembleur, "Marcha normal," *EMC-Kinesiterapia-Medicina Física*, vol. 33, no. 2, pp. 1–29, 2012.
- [28] C.-Y. Ko, J. Ko, H. J. Kim, and D. Lim, "New wearable exoskeleton for gait rehabilitation assistance integrated with mobility system," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 17, no. 7, pp. 957–964, 2016.
- [29] R. F. da Silva, R. Filgueira, E. Deelman, E. Pairo-Castineira, I. M. Overton, and M. P. Atkinson, "Using simple pid controllers to prevent and mitigate faults in scientific workflows," in *WORKS@ SC*, 2016, pp. 15–24.



**Esteban Mora-Tola** received the B.S.E.E. degree from Universidad del Azuay, Cuenca, Ecuador, in 2011, and the M.S degree in Automatic control and Robotics from Universitat Politècnica de Catalunya Barcelonatech (UPC), Barcelona, Spain, in 2016. He did a medical robotics internship in Neuromuscular & Rehabilitation Robotics Laboratory (NeuRRo Lab)- University of Michigan, Ann Arbor, United States, in 2016. Since 2017, he has been a researcher with the Department of Electrical, Electronic, and Telecommunications Engineering (DEET), Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador. He is currently professor in the DEET. His research interests include biomedical signal processing, medical robotics and computer vision.



**Juan Loja-Duchi** received the degree of Electronics and Telecommunications Engineer from University of Cuenca (Ecuador) in 2016. He participated in the 11th international Symposium on Medical Information Processing and Analysis (2015). He is currently studying a Master's degree of Engineer in Mathematics and computing in the Universidad Internacional de la Rioja (Based in Spain). His research interests include the processing of biomedical signals and the study of robotics.



**Andres Ordonez-Torres** received the degree of Electronics and Telecommunications Engineer from University of Cuenca (Ecuador) in 2016. He participated in 11th international Symposium on Medical Information Processing and Analysis (2015). He is currently working on software development. His research interests include the processing of biomedical signals and the study of robotics.



**Andres Vazquez-Rodas** received the Electronics Engineering degree in 2004 from the Salesian Polytechnic University in Cuenca, Ecuador, the Master degree in Telematics Engineering (Honors) from Universidad de Cuenca – Ecuador in 2010, and the Ph.D. from the Networking Department of the Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTech (UPC), Spain. He was also an assistant professor at the Universidad Politècnica Salesiana until 2017. Since 2015 he is full time professor of the Universidad de Cuenca at the Electric, Electronic and Telecommunication Department (DEET). His research interests include wireless mesh networks, wireless sensor networks, industrial networking and complex systems.



**Fabian Astudillo-Salinas** received the B.S.E (C.S) degree from Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador, in 2007, and the M.S. and Ph.D. degrees from the Institut National Polytechnique de Toulouse, Toulouse, France, in 2009 and 2013, respectively. Since 2013, he has been a Full-Time Researcher with the Department of Electrical, Electronic, and Telecommunications Engineering, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador. His research interests include network coding, wireless sensor networks, vehicular networks, networked control systems, simulation of networks, and performance of networks.



**Luis I. Minchala-Avila** (M'05) received his B.S.E.E. degree in 2006 from the Salesian Polytechnic University in Cuenca, Ecuador, and his Ms.C and Ph.D. degrees from Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey in Monterrey, México, in 2011 and 2014, respectively. During summer 2012 to summer 2013 he was a visiting scholar in Concordia University in Montreal, Canada. Between 2017-2018 he was a Postdoctoral Fellow at Tecnológico de Monterrey in the Climate Change Research Group. Currently, he is a full-time researcher with the Department of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering, Universidad de Cuenca, Ecuador. Dr. Minchala has authored and co-authored over 40 indexed publications, including journal articles, conference proceedings, book chapters, and a book.