



## Desarrollo de un Sistema Robótico para Rehabilitación de Lesiones de Tobillo

S. Méndez Elizondo<sup>1</sup>, M. O. Mendoza Gutiérrez<sup>1</sup>, I. Bonilla Gutiérrez<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí  
Av. Salvador Nava s/n, Zona Universitaria, San Luis Potosí, S.L.P. 78290 México

**Resumen**— En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema robótico de dos grados de libertad que será utilizado como una herramienta de apoyo para rehabilitación de tobillo, y que tiene como características principales: un diseño sencillo, un bajo costo y que estimula la participación activa del usuario. Una gran variedad de dispositivos han sido diseñados para rehabilitar el tobillo, sin embargo la gran mayoría se enfocan en los ejercicios pasivos y sólo algunos en la terapia activa. Por esta razón, el sistema propuesto ha sido planeado como una plataforma para realizar tanto ejercicios pasivos como activos. Por otra parte, los procesos de rehabilitación suelen ser aburridos y monótonos provocando la falta de interés por parte de los usuarios, con la finalidad de cambiar esta percepción, el sistema presentado incluye una interfaz de usuario que hace uso de videojuegos para estimular la participación del usuario. Se presentan resultados de una primera etapa de validación experimental que confirman una adecuada puesta a punto del sistema.

**Palabras clave**—Control, Rehabilitación de Tobillo, Robot

### I. INTRODUCCIÓN

La lesión de tobillo, según un estudio realizado en el Servicios de Urgencias del Hospital de Especialidades Instituto de Seguridad Social del Estado de México y Municipios (ISSEMYM), es la que ocurre con mayor frecuencia durante las actividades diarias de las personas; esto a consecuencia de movimientos bruscos o forzados, lo cual da como resultado que se excedan los arcos de movilidad que puede soportar una persona [1]. Dependiendo del tipo de movimiento no habitual, se da lugar a lesiones de diferentes magnitudes; como un esguince de tobillo medial, lateral o de sindesmosis; hasta una fractura ósea o del tendón de Aquiles. El tipo de tratamiento varía respecto a la lesión, pero en alguna etapa de la recuperación se debe considerar el entrenamiento funcional dentro de la rehabilitación. En algunas lesiones, se ha descubierto que el tratamiento funcional es una estrategia más favorable que la inmovilización o la cirugía [2]- [4].

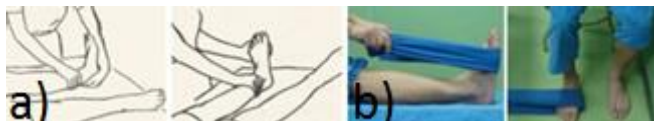


Fig. 1. Entrenamiento tradicional: a) pasivo, b) activo resistivo [6].

La inmovilización en exceso genera condensación del tejido conectivo que es inicialmente laxo y es convertido en denso, lo cual representa un obstáculo mecánico para el movimiento. La rehabilitación funcional se compone de 4

etapas [5]: 1. Ejercicio pasivo: todo el movimiento realizado por el fisioterapeuta, 2. Ejercicio activo asistido: una parte el paciente y otra el fisioterapeuta, 3. Ejercicio activo: todo el esfuerzo realizado por el paciente, y 4. Ejercicio activo resistivo: igual al ejercicio activo pero con resistencia (ver Fig. 1).

Existen diferentes mecanismos de entrenamiento para rehabilitación de tobillo y su finalidad principal es simular las habilidades del fisioterapeuta. Principalmente se encuentran diseños de robots paralelos, seriales o el uso de exoesqueletos. Un mecanismo serial desarrollado por Sun et al. fue presentado en [6], consta de 3 grados de libertad para los movimientos del tobillo, tiene un diseño simple de alta rigidez y permite el entrenamiento activo asistido y pasivo. Por otro lado, dos sistemas enfocados a estimular la participación activa mediante el uso de videojuegos para los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión, el primero por Zhang et al. en [7] y el segundo TobiBot en [8] que además genera entrenamiento pasivo y activo resistivo con un controlador de impedancia. La gran mayoría de los mecanismos que van dirigidos a la rehabilitación de lesiones de tobillo son de tipo paralelo y están diseñados para realizar los movimientos de dorsiflexión/plantiflexión o además de estos inversión/eversión, un ejemplo es ARBOT presentado en [9] y tiene como objetivo el entrenamiento activo asistido y pasivo de tobillo, mientras que en [10], Ortega et al. presentan otro robot paralelo con tres grados de libertad, diseñado para realizar movimientos pasivos de dorsiflexión/plantiflexión e inversión/eversión.

El sistema presentado en este trabajo tiene la ventaja de involucrar en un mismo dispositivo de rehabilitación, el movimiento de abducción/aducción del tobillo y el movimiento de dorsiflexión y flexión plantar. Así mismo, mediante la sintonía de las ganancias del esquema de control, es posible generar diferentes niveles de rigidez emulando de esta forma la rehabilitación tradicional activa resistiva (Fig. 2b). Se cuenta con un diseño inicial de una interfaz de usuario mediante videojuegos, el objetivo es que el usuario pueda interactuar con el videojuego mientras realiza sus rutinas de rehabilitación; es decir, las trayectorias a seguir se planean de acuerdo a los retos planteados por el juego; y de esta forma es posible motivarlo en su proceso de terapia y poder cuantificar su progreso.

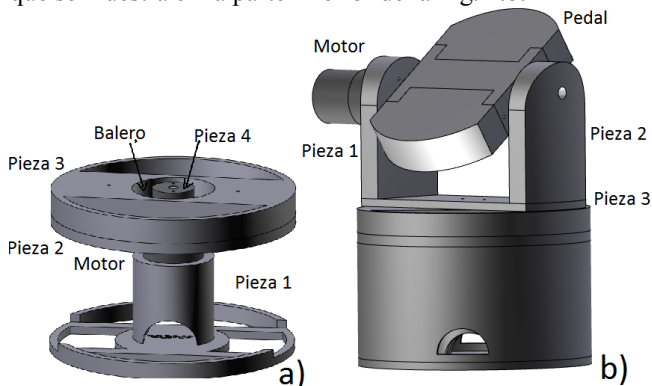
### II. METODOLOGÍA

El diseño del sistema robótico presentado en este trabajo permite realizar los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar. Además, es posible combinarlos con los movimientos de abducción y aducción del tobillo, lo que

corresponde a mover naturalmente el pie hacia la izquierda o a la derecha. El mecanismo está desarrollado en forma de pedal, cuenta con 2 grados de libertad y se puede adaptar anatómicamente al pie de niños y adultos gracias a las dimensiones del prototipo, debido a que se consideraron para su diseño las dimensiones antropométricas de población latinoamericana reportadas en [11]. El sistema puede ser utilizado tanto para ejercicios pasivos como activos y consta de las siguientes etapas.

### A. Estructura mecánica

Con base en el rango de movimiento del tobillo, la anatomía del pie y las dimensiones de los motores seleccionados se realizó el diseño de la estructura mecánica del sistema. El diseño del mecanismo fue desarrollado y simulado en el software SolidWorks®. El diseño se puede dividir en 2 etapas. La primera etapa es la estructura mecánica interna, encargada de los movimientos de abducción y aducción del tobillo. En esta etapa se integra un motor de corriente directa (CD), en cuyo eje se fija una pieza hecha de nylamid (Fig. 2.a, pieza 4) en conjunto con un balero, para disminuir la fricción y la carga ejercida sobre el eje del motor. Las piezas 1 y 2 tienen la función de ensamblar el motor a todo el mecanismo, al igual que la pieza 3. Las piezas 1, 2 y 3 se unen a una cubierta cilíndrica que se muestra en la parte inferior de la Fig. 2.b.



La segunda etapa, que se muestra en la parte superior de la Fig. 2.b, es la encargada de los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar. En esta etapa se encuentra el pedal donde se debe ubicar el pie del usuario. Este pedal se ensambla a una varilla de acero inoxidable mediante dos pequeñas piezas hechas de nylamid. Uno de los extremos de la varilla de acero se une al eje del motor 2 de CD (montado en la pieza 1, Fig. 2.b y el otro extremo se une a un balero incrustado en la pieza 2.

Las piezas, cuyo material no fue descrito previamente, fueron fabricadas de acrílico butadieno estireno (ABS, por sus siglas en Inglés) haciendo uso de una impresora 3D Systems CubePro®. Finalmente, se colocó una almohadilla en el pedal, y un par de velcros para ajustar el pie del

usuario. Las dimensiones generales del mecanismo son 15 cm de ancho, 15 cm de largo y 18 cm de alto; mientras que las del pedal de 20 cm de largo y 9 cm de ancho (ver Fig. 3).

### B. Subsistema de accionamiento y control

Para realizar el accionamiento del sistema robótico se utilizaron 2 motorreductores de CD, del fabricante Pololu®, que incluyen encoder y una caja reductora de 100:1; cuyas características a 12 V son: velocidad de 100 rpm, corriente sin carga de 300 mA, y par continuo de 16 kg-cm (5 A). El encoder es de tipo incremental de efecto Hall y su resolución es de 64 pulsos por revolución del eje del motor, lo que corresponde a 6533 pulsos por revolución considerando la caja reductora.



Fig. 3. Prototipo 3D del sistema robótico para rehabilitación de tobillo.

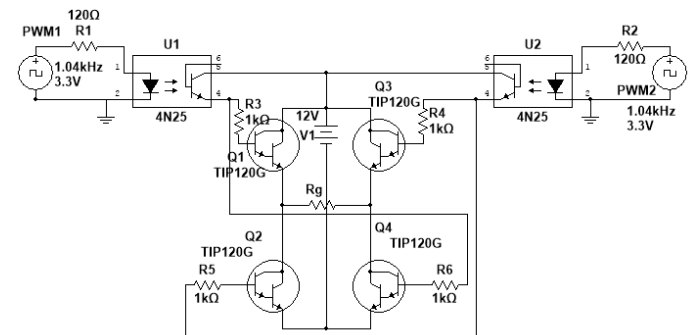


Fig. 4. Circuito puente H para el control del motor.

Para el control de los motores y la lectura del encoder se utilizó una tarjeta Arduino® Due, cuyas características principales son: microcontrolador AT91SAM3X8E, voltaje de operación de 3.3 V, 54 pines de entrada/salida digital (de los cuales 12 proveen salida PWM), y velocidad de reloj de 84 MHz. Para el control de giro (dirección) de los motores se utilizaron dos puentes H. En este caso se utilizaron para cada puente H, 4 transistores Darlington NPN TIP120, ya que cumple con las características requeridas: corriente de colector de 5 A, voltaje de colector-base/emisor 60 V,

potencia de disipación de 65 W, ganancia constante de 1000 y un diodo de protección entre el emisor y el colector. El puente H se activa con una señal PWM desde el Arduino. Para proteger el microcontrolador se utilizaron optocopladores 4N25, por cada pin de salida PWM utilizado. El encoder, incluido en los motores, genera dos señales (fases) cuadráticas de salida de 5 V, para realizar la lectura mediante la tarjeta Arduino Due se utilizó un módulo convertidor lógico bidireccional BSS138, el cual convierte la señal de 5 V a una señal cuadrática de amplitud 3.3 V.

En la Fig. 4 se muestra el circuito puente H utilizado, donde la resistencia etiquetada como  $R_g$  representa el motor.

### C. Algoritmo de control

El algoritmo de control empleado, para realizar ejercicios pasivos con el sistema, corresponde a un regulador PID (proporcional-integral-derivativo) y cuya estructura es la siguiente:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (1)$$

donde  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$  corresponden a las ganancias proporcional, integral y derivativa, respectivamente. Mientras que  $e(t) = q_d(t) - q(t)$  representa el error de posición articular. La trayectoria deseada  $q_d(t)$  fue planeada mediante un interpolador cúbico de manera que

$$q_d(t) = q_d(t_0) + 3 \left( \frac{q_d(t_f) - q_d(t_0)}{t_f^2} \right) t^2 - 2 \left( \frac{q_d(t_f) - q_d(t_0)}{t_f^3} \right) t^3 \quad (2)$$

donde  $t_0$  representa el instante de tiempo inicial y  $t_f$  el instante de tiempo final; por lo tanto, el sistema robótico se trasladará desde la posición inicial  $q_d(t_0)$  hasta la posición final  $q_d(t_f)$  en  $t_f - t_0$  segundos. La posición articular actual  $q(t)$  es obtenida a partir de las mediciones del encoder.

Para el procesamiento de la señal del encoder, mediante la plataforma Arduino, se utilizan interrupciones externas las cuales monitorean esta señal de manera asincrónica a la ejecución del controlador. Para la ejecución del controlador se utiliza una interrupción interna, la cual sirve para resolver problemas de temporización; el algoritmo de control y la condición del cambio de giro que depende del error se actualizan a cada milisegundo, con lo cual se asegura la generación de la señal de control a una frecuencia constante de 1 kHz.

## III. RESULTADOS

Para validar el correcto funcionamiento del prototipo robótico en rutinas de ejercicios pasivos, se hizo la siguiente prueba experimental: Se planearon trayectorias de referencia para cada motor variantes en el tiempo, como se puede observar en la Fig. 5. y se utilizó un bloque prismático de acero aliado 4140 de 5.5 kg que fue colocado sobre el pedal del sistema robótico.

La sintonización de las ganancias del controlador, que permitieron asegurar que el error tienda a cero, fue realizada de manera empírica. Las ganancias seleccionadas para controlar el motor que realiza los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión fueron  $K_p=295.05$ ,  $K_i=0.05$  y  $K_d=187.1$ ; mientras que para el motor responsable de los movimientos de aducción y abducción, los parámetros fueron  $K_p=109.05$ ,  $K_i=0.022$  y  $K_d=50.1$ .

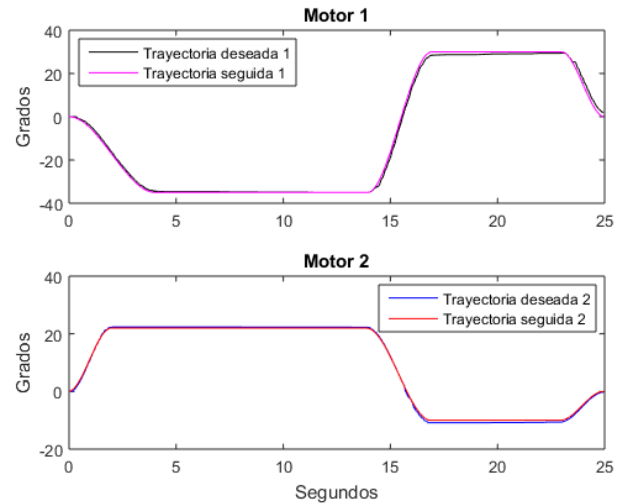


Fig. 5. Seguimiento de trayectorias en modo pasivo.

Para emular los ejercicios activos resistivos con la liga elástica de la Fig. 1b, se implementó un controlador PD (proporcional-derivativo). Mediante la sintonía de las ganancias del controlador, se puede obtener diferentes valores de resistencia del mecanismo, al considerar una posición de referencia fija. La consecuencia de eliminar la acción integral del controlador es la presencia de un valor de error en estado estable, que permite generar una resistencia proporcional al error cuando el usuario genera una perturbación al mover voluntariamente el pedal.



Fig. 7. Voluntario haciendo uso del sistema robótico.

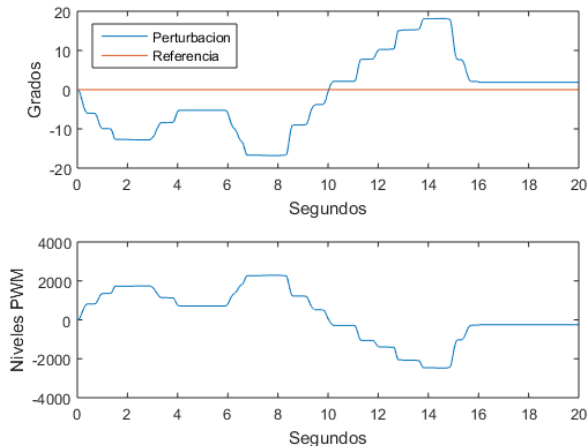


Fig. 8. Trayectoria seguida por el robot: modo activo resistivo.

Con la finalidad de evaluar el desempeño del sistema en una rutina de ejercicios activos-resistivos, el sistema fue probado mediante un usuario (ver Fig. 7). El sistema es perturbado con el movimiento activo del pie del usuario y ocasiona que la salida del controlador tenga un comportamiento similar al representado por la Ley de Hooke, donde se genera una fuerza resultante proporcional al alargamiento (magnitud del movimiento angular generado por la perturbación).

#### IV. DISCUSIÓN

Los resultados experimentales preliminares que se presentan permitieron evaluar el correcto funcionamiento del sistema propuesto. Considerando rutinas que involucran ejercicios pasivos, la Fig. 5 muestra el comportamiento de las trayectorias deseadas, tanto la trayectoria 1 (motor 1) como la trayectoria 2 (motor 2) propuestas son seguidas de manera adecuada por las articulaciones del sistema. En el caso de rutinas que involucran ejercicios activos resistivos, el sistema fue probado por un voluntario y observando la Fig. 8 se puede apreciar que una vez que el sistema es perturbado por el usuario, el controlador intenta llevar al sistema a su posición de referencia (cero) y se genera una fuerza resistiva proporcional y en sentido contrario al movimiento generado por la perturbación.

#### V. CONCLUSIÓN Y TRABAJO A FUTURO

Se presentó y validó experimentalmente un sistema robótico de dos grados de libertad, enfocado en terapia para tobillo mediante ejercicios pasivos, y activos resistivos para los movimientos de dorsiflexión, plantiflexión, abducción y aducción. Los resultados obtenidos permitieron corroborar el funcionamiento correcto del sistema propuesto. Una de las principales ventajas que tiene es que permite realizar ejercicios pasivos y activos sobre el tobillo del usuario.

Como trabajo a futuro se trabajará en la implementación de una estrategia de control activo asistida basada en la señal de electromiografía. Además, se desea evaluar el sistema robótico con pacientes (voluntarios y con previa

autorización del protocolo por parte de un Comité de Ética), y generar una herramienta para evaluar el avance o mejora del paciente, que brinde al terapeuta un análisis cuantitativo de la eficacia del sistema robótico.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Ramírez, Z., Angel, M., González Ojeda, S., & Solís González, J. (1997). Lesión de articulación tibioperoneo astragalina. *Rev. mex. ortop. traumatol*, 11(2), 94-8.
- [2] Petersen, W., Rembitzki, I. V., Koppenburg, A. G., Ellermann, A., Liebau, C., Brüggemann, G. P., & Best, R. (2013). Treatment of acute ankle ligament injuries: a systematic review. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 133(8), 1129-1141.
- [3] Uceda Elias, Y. (2014). La rehabilitación funcional temprana del esguince lateral de tobillo. Revisión sistemática.
- [4] Williams, G. N., & Allen, E. J. (2010). Rehabilitation of syndesmotc (high) ankle sprains. *Sports health*, 2(6), 460-470.
- [5] Salinas, F., Lugo, L., & Restrepo, R. (2008). Rehabilitación en salud. *Medellín. Editorial Universidad de Antioquia*, 333-337.
- [6] Sun, T., Lu, Z., Wang, C., Duan, L., Shen, Y., Shi, Q., ... & Wu, Z. (2015, December). Mechanism design and control strategies of an ankle robot for rehabilitation training. In *2015 IEEE Int. Conference on Robotics and Biomimetics* (pp. 132-137).
- [7] Zhang, M., Zhu, G., Nandakumar, A., Gong, S., & Xie, S. (2014, September). A virtual-reality tracking game for use in robot-assisted ankle rehabilitation. In *2014 IEEE/ASME 10th International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications* (pp. 1-4).
- [8] Guzmán, C., Carrera, J., Blanco, A., Oliver, M., & Gómez, F. (2014). Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot. *Ingeniería mecánica, tecnología y desarrollo*, 5(1), 255-264. 11 de septiembre 2017 [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1665-73812014000200003&lng=es&tln=es](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1665-73812014000200003&lng=es&tln=es)
- [9] Saglia, J. A., Tsagarakis, N. G., Dai, J. S., & Caldwell, D. G. (2013). Control strategies for patient-assisted training using the ankle rehabilitation robot (ARBOT). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(6), 1799-1808.
- [10] Ortega, A. B., Godoy, J. I., Mármol, E. Q., & Valdés, L. V. (2013, March). Robot paralelo para rehabilitación asistida de tobillo. In *X Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico (CIINDET'13)*.
- [11] Chaurand, R. A., León, L. R. P., & Muñoz, E. L. G. (2007). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, CUAAD.