

Prototipo de movilizador robótico de miembros inferiores basado en el concepto de cuidado en el hogar Parte 2: Control y evaluación

Pamela Vera-Tizatl^{1,2}, Karla-Rincón^{1,2}, Alberto-Luviano² e Isaac Chairez¹

¹UPIBI-Instituto Politécnico Nacional

²UPIITA- Instituto Politécnico Nacional

Resumen— El objetivo de este trabajo fue resolver el seguimiento de trayectorias para un conjunto de terapias que se aplican regularmente en la rehabilitación física de miembros inferiores, implementando y evaluando el funcionamiento de un controlador automático que regule el movimiento de un prototipo robótico. El controlador tiene una estructura descentralizada basada en el esquema proporcional derivativo (PD). La activación de cada controlador está regulada por la intención de movimiento del paciente, la cual está determinada a través de la potencia de señales electromiográficas medidas en la extremidad estudiada. El controlador fue evaluado en un ambiente virtual, lo cual redujo el tiempo de implementación sobre el prototipo final. Se diseñaron las secuencias de movimiento a partir de funciones suaves para 9 trayectorias que corresponden a los movimientos utilizados en el mismo número de terapias. Las trayectorias fueron asociadas a una interfaz gráfica de usuario que permite elegir la forma de aplicar la terapia. El robot fue controlado para que pudiera realizar los movimientos que corresponden a las terapias con un error máximo de un grado, el cual es significativamente menor que los obtenidos en prototipos similares.

Palabras clave—Rehabilitación, movilizador robótico, cuidado en el hogar, control PD.

I. INTRODUCCIÓN

Un paciente con discapacidad motriz, requiere de constantes y prolongadas rutinas de rehabilitación. Esto pone en riesgo su recuperación, debido principalmente al desgaste físico y emocional del paciente mismo, de los familiares que se vuelven co-asistentes en la rehabilitación y del fisioterapeuta encargado de ofrecer la terapia de rehabilitación. Este último es muy susceptible a sufrir lesiones en la columna vertebral y extremidades superiores por factores como el diseño inadecuado de lugares de trabajo, la falta de ayudas mecánicas o equipos de asistencia y principalmente, el incremento del número de pacientes a tratar [1].

Algunos dispositivos robóticos para rehabilitación son utilizados únicamente en grandes centros de rehabilitación, debido a sus dimensiones, su costo elevado, a los requerimientos de mantenimiento o de operación, entre otros.

Un dispositivo que puede ser operado en un ambiente como el hogar del paciente, ofrece la posibilidad de ser utilizado durante el tiempo requerido en la terapia, sin necesidad de requerir un traslado a un centro de rehabilitación en donde recibe una terapia que dura en promedio 20 minutos. El único robot comercial que cuenta con este nivel de

accesibilidad, conocido como cuidado en casa o *home care*, es el exoesqueleto HAL^r que puede ser rentado por 600 dólares mensuales [2]. A este nivel de accesibilidad, es necesario contar con datos antropométricos del paciente a tratar o bien utilizar medidas promedio o representativas de las personas de un país o raza determinada. En el caso de miembros inferiores, la tarea más importante que debe realizar el movilizador robótico es asegurar de manera simultánea el recorrido articular, de acuerdo a las trayectorias de referencia en cada terapia propuesta.

La mayoría de los sistemas robóticos para rehabilitación cuentan con una retroalimentación por medio de sensores [3]. La información generada por los sensores se emplea dentro de un algoritmo de control, cuya función principal es llevar a cabo el seguimiento de las trayectorias propuestas como referencia en cada tipo de rehabilitación. En un control de seguimiento de trayectoria, las variables controladas deben seguir un comportamiento previamente determinado y asociado a una terapia específica.

Una de las causas que limitan la efectividad de los dispositivos robóticos en rehabilitación, es que la mayoría ofrece un ejercicio terapéutico que promueve únicamente la participación pasiva del paciente [4]. En una modalidad de terapia pasiva, el diseño e implementación del controlador permite que el dispositivo reproduzca los movimientos del ejercicio terapéutico, de acuerdo a las trayectorias de referencia diseñadas, sin intervención voluntaria del paciente.

La participación activa asistida va dirigida a los pacientes que pueden movilizar la extremidad(es) de manera voluntaria pero no pueden completar los movimientos por falta de fuerza o porque presentan dolor, proporciona un mayor nivel de aprendizaje motor y retención que una intervención pasiva. Por esta razón y por el potencial beneficio que pueden ofrecer los sistemas robóticos [5], se ha impulsado el desarrollo de métodos de control que incorporen la cooperación del paciente detectando su intención de desarrollar un movimiento de forma independiente.

Un esquema de control a partir de señales neuromusculares tales como la electromiografía (EMG) [6], permite que el paciente pueda involucrarse activamente en su propia rehabilitación. El desarrollo de órtesis con impulso electromiográfico se ha promovido debido en particular a la disminución en el tiempo de rehabilitación que el paciente requiere. Incluso, el uso de la información proporcionada por la señal electromiográfica puede dotar de un grado de beneficio emocional, dado que él mismo se involucra asertivamente en su propio proceso de rehabilitación.

II. METODOLOGÍA

A. Diseño de Trayectorias de Referencia.

Para llevar a cabo las rutinas de terapia se siguió la metodología mostrada en la Fig. 1. Inicialmente, se propone un conjunto de trayectorias de referencia correspondientes a los ejercicios terapéuticos realizados en la fisioterapia convencional promoviendo movilidad, estiramiento, potenciación, estabilidad y función de la marcha [7]. El siguiente listado contiene las trayectorias propuestas.

- 1) Flexión de Cadera y Rodilla.
- 2) Flexión de Cadera.
- 3) Extensión (hiperextensión) de Cadera.
- 4) Estiramiento del Grupo de músculos isquiotibiales.
- 5) Estiramiento del Músculo recto femoral.
- 6) Dorsiflexión y flexión plantar.
- 7) Ejercicio de Estabilización.
- 8) Ejercicio de Potenciación
- 9) Rehabilitación de la función de la marcha.

Los ángulos correspondientes a cada una de las articulaciones en función del ciclo de la marcha en el plano sagital son datos normalizados. Las trayectorias propuestas toman como referencia estos datos y se comparan con los datos obtenidos en estudios biomecánicos obteniendo un promedio.

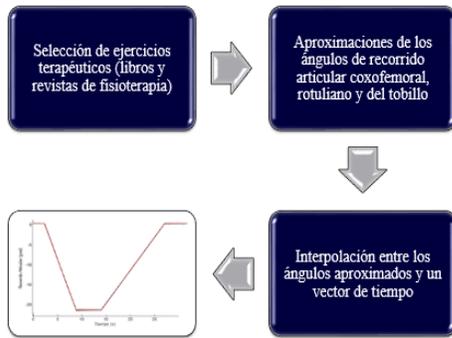


Fig. 1. Metodología para el diseño de trayectorias de referencia.

B. Diseño del Controlador

La etapa de control, que se implementa en cada uno de los seis motores que se localizan al nivel de las articulaciones en el movilizador, se resolvió a partir de la herramienta de MATLAB®, Simulink®. Este es un entorno de diagramas de bloque para la simulación multidominio y el diseño basado en modelos.

La realización del esquema de control utilizó un esquema del tipo proporcional derivativo que está descrito por la siguiente ecuación:

$$u_i(t) = K_{p_i} e_i(t) + K_{d_i} \frac{de_i(t)}{dt}$$

Donde:

- i representa la i -ésima junta o articulación
- u_i es la i -ésima señal de control
- K_{p_i} es la ganancia proporcional del controlador
- K_{d_i} es la ganancia derivativa del controlador
- e_i es la señal de error

El control PD es un controlador clásico cuyo funcionamiento en trayectorias lentas como las de las terapias propuestas ha sido validado en diferentes estudios previos, en los cuales, entre más complejo sea el sistema de control más aumenta el costo computacional de ejecución y económico [8].

Las ganancias K_{p_i} y K_{d_i} se determinaron por el método de aproximaciones sucesivas evaluando el seguimiento de las trayectorias. Para el tipo específico de trayectorias de referencia propuestas para el potencial paciente, algún controlador del tipo robusto podría generar oscilaciones que afectarían la estabilidad de las articulaciones bajo tratamiento.

La recepción y transmisión de datos se realiza a través de la tarjeta ARDUINO®. El valor proveniente de la medición del ángulo de flexión entra al sistema en forma digital con representación a 10 bits. A partir de éste valor, se implementa una función en la que los valores de voltajes obtenidos se correlacionan con su correspondiente valor en grados para el movimiento de las articulaciones. Esta magnitud se resta del vector de la terapia correspondiente (trayectoria de referencia), cuyo valor es inyectado al controlador PD. La señal resultante se adecúa para generar el valor de la modulación por ancho de pulso o PWM que accionará cada uno los actuadores de cada articulación (motores). El subsistema que se describe en la Fig. 2, muestra la construcción de la salida por PWM, que permite el giro de los motores en ambos sentidos. En el círculo rosa se muestra la entrada al subsistema a partir de la salida del control PD, los datos de entrada pasan a un bloque que obtiene su valor absoluto, posteriormente pasan al bloque de saturación (círculo amarillo) que delimita el valor de los datos que son significativos para la terapia. El valor obtenido con antelación se multiplica por una ganancia específica (círculo rojo) para cada ejercicio en la que se convierte su valor analógico a un valor digital, en el que el máximo valor significativo y equivale a 255. A partir de este resultado, se obtiene su valor absoluto (azul) y se redondea (círculo violeta) al número entero más próximo.

Paralelamente al cálculo del valor del controlador, se emplea la función Switch (círculos café), ésta funciona conmuta su salida entre dos valores constantes (en este caso, uno y cero), según un valor de umbral establecido. Cuando el valor de entrada rebasa el umbral, de acuerdo a cada terapia, el bloque Switch1 (círculo café claro) conmuta el valor de su salida a 1, mientras que el bloque Switch (círculo café oscuro) varía su salida a 0; si el umbral no es rebasado, el bloque Switch1 cambia su salida a 0 y el bloque Switch cambia a 1.

Finalmente, estos 0 y 1 se multiplican (círculo gris) por el valor obtenido en el último redondeo, lo que genera un valor proporcional a los grados de giro, así como la dirección de éste, que finalmente sale del subsistema hacia la tarjeta del Arduino, la cual se encarga de generar las señales digitales moduladas en ancho de pulso de acuerdo al funcionamiento del controlador.

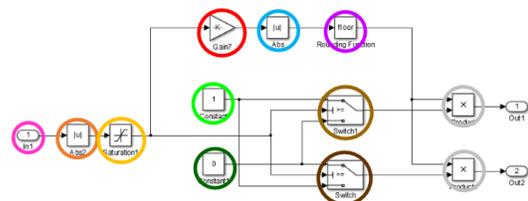


Fig. 2 Adecuación de la señal de control a PWM.

C. Evaluación del Funcionamiento del Controlador

El estudio de los sistemas mecánicos se puede realizar desde la interfaz gráfica de Simulink®, lo que permitió trabajar con diagramas de bloques para modelar el movimiento de los sistemas articulados del robot bipedo.

Para evaluar el funcionamiento del controlador PD, se realizó una animación del modelo de movilizador robótico, como se muestra en la Fig. 3 a través de la vinculación con un programa de diseño asistido por computadora con Simulink®, la cual se realiza por medio de la herramienta SimMechanics Link®.

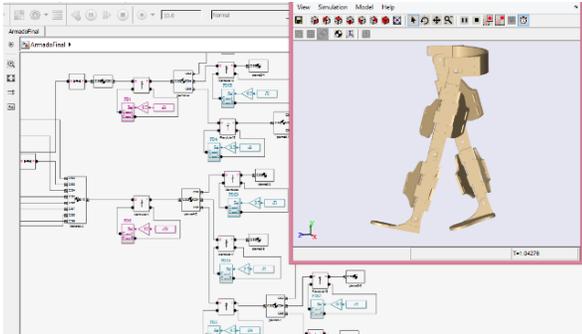


Fig. 3. Modelo vinculado con Simulink®.

D. Accesibilidad al Usuario

Se diseñó una interfaz gráfica de usuario en un entorno de programación visual disponible en MATLAB®, GUIDE. Esta interfaz pretende mejorar las condiciones de accesibilidad y usabilidad del sistema de movilización robótico.

III. RESULTADOS

En la modalidad de terapia pasiva, tanto para el modelo en la animación como en el dispositivo se reproducen los movimientos del ejercicio terapéutico. Este seguimiento se obtuvo de acuerdo a las trayectorias de referencia diseñadas, sin retroalimentación a del paciente. Se evaluó el seguimiento de estas trayectorias, para el caso de la función de la marcha:

En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se observan las fases que componen dicha terapia. En la animación, se visualizó el comportamiento esperado para el movilizador robótico, el cual debe presentar errores medios cuadráticos menores al 2 % con relación al valor de la trayectoria de referencia.

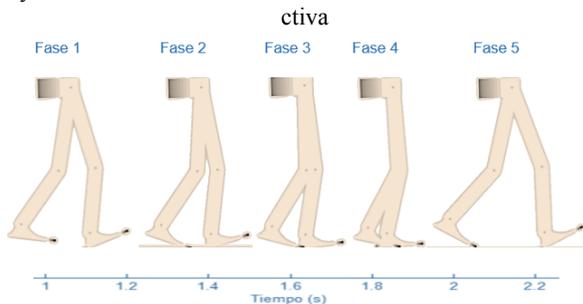


Fig. 4. Seguimiento de trayectorias de referencia en la animación

En las articulaciones coxofemorales, como se observa en la Fig. 5, la trayectoria generada por el controlador PD se aproxima a la de referencia generando una oscilación que representa una diferencia máxima de 0.2° entre ambas señales. Los números 1-4 corresponden a la fase de la terapia y se colocan en el tiempo en el que se llevan a cabo. El mismo conjunto de gráficas se generan en cada una de las terapias y se anexan al expediente del paciente a través de la interfaz gráfica. En esta interfaz se lleva a cabo el registro del paciente (Fig. 6), capturando su expediente en una base de datos

diseñada en Microsoft Excel® y su correspondiente asignación de número de identificación (ID).

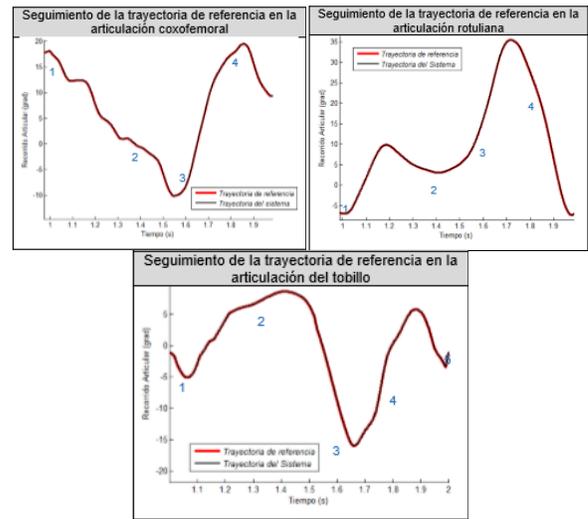


Fig. 5. Seguimiento de la trayectoria de referencia en la articulación coxofemoral



Fig. 6. Interfaz gráfica de usuario para el registro del paciente Fig. 7. Interfaz gráfica de usuario para la selección de ejercicios terapéuticos

Una vez que el paciente se encuentra registrado, puede iniciar el tratamiento. Es posible seleccionar modalidades de terapia activa o pasiva y seleccionar los ejercicios terapéuticos descritos anteriormente.

En la Fig. 8 se muestra la respuesta del movilizador robótico ante la terapia de flexión de cadera:

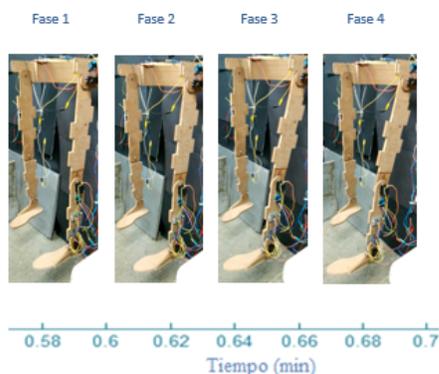


Fig. 8 Seguimiento de trayectorias de referencia en el movilizador robótico

En la modalidad de terapia activa se establece una retroalimentación que consiste en detectar la actividad eléctrica muscular del paciente [9] y una vez que ésta alcanza un nivel de umbral establecido, el dispositivo inicia su intervención reproduciendo las trayectorias de referencia.

Este nivel de umbral se establece tomando como referencia la actividad eléctrica muscular, registrada en cada una de las terapias, de un sujeto sano (Fig. 9). Se manejan 10 niveles diferentes de umbral que representan porcentajes de la amplitud máxima registrada en la señal de referencia (de 10% a 100%). Estos valores de umbral se obtuvieron como resultado de la evaluación de una serie de experimentos preliminares.

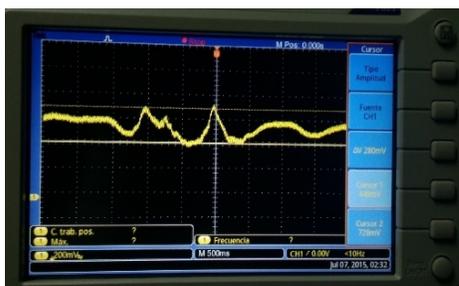


Fig. 9. Señal electromiográfica registrada en el cuádriceps femoral

IV. DISCUSIÓN

La generación de trayectorias de referencia para satisfacer la asignación de terapias para los pacientes en rehabilitación se realizó a partir de estudios antropomórficos, los cuáles se utilizan también en la planeación de las terapias convencionales ejercidas por los fisioterapeutas en forma regular. Esto asegura que si el controlador automático es capaz de resolver el problema de seguimiento de trayectorias, entonces la secuencia de movimiento realizada por el paciente corresponderá a aquella que realizaría bajo el apoyo y supervisión de un profesional del área de rehabilitación clínica.

La implementación del sistema propuesto generó errores menores a 0.5 grados en las secuencias de movimiento de las terapias evaluadas. Este valor se considera aceptable según las evaluaciones clínicas realizadas a los procesos de terapia ofrecidos por los especialistas clínicos del ramo.

La terapia asistida por el sistema robótico permite implementar rutinas precisas y reproducibles, que simultáneamente son monitoreadas de manera cuantitativa para eventualmente poder evaluar el progreso del paciente.

Las terapias específicas de rehabilitación se integraron a través de una interfaz gráfica, la cual fue implementada con la intención de otorgar a los profesionales de la rehabilitación, un medio simple y accesible para poder implementar las secuencias de tratamiento para cada paciente en particular.

Si bien, estos dispositivos al no estar limitados por la fatiga o por el riesgo de lesión, parecen una opción válida para remplazar la intervención de los fisioterapeutas, los resultados clínicos obtenidos a partir de dispositivos robóticos no han comprobado esta teoría [10], sin embargo, se ha demostrado la efectividad de estos dispositivos en terapias concomitantes i.e., combinando tanto la terapia asistida por sistemas robóticos como la terapia asistida por fisioterapeutas.

V. CONCLUSIÓN

El algoritmo de control propuesto para cada una de las articulaciones utilizó el método clásico de regulación proporcional derivativo, que busca simplificar la implementación del movilizador robótico.

El método propuesto que utiliza la información de la señal electromiográfica ofrece una opción terapéutica que considera el uso del dispositivo propuesto en una modalidad del tipo cuidado en casa.

El movimiento desarrollado por el movilizador coincide con un alto grado de similitud (95%) con lo propuesto en las trayectorias de referencia, lo que demuestra que el método de integración propuesto para el prototipo satisfizo las demandas esperadas en un eventual proceso de rehabilitación de miembros inferiores.

AGRADECIMIENTOS

Pamela Vera Tizatl agradece el apoyo proporcionado por el programa de becas BEIFI (Beca de Estímulo Institucional de Formación de Investigadores) asociado al proyecto SIP-IPN No. 20160223. Karla Rincón agradece el apoyo proporcionado por el programa de becas BEIFI (Beca de Estímulo Institucional de Formación de Investigadores) asociado al proyecto SIP-IPN No. 20160354.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] M. A. Campo, S. Weiser, K. L. Koenig, "Job Strain in Physical Therapists". Journal of the American Physical Therapy Association. Vol. 89, No. 9, Pp. 946-956, 2009.
- [2] C. Frumento, E. Messier and V. Montero, "History and Future of Rehabilitation Robotics". BSc dissertation, Faculty of Worcester Polytechnic Institute, 2010.
- [3] Tufekciler, van Asseldonk and van der Kooij, "Velocity-dependent reference trajectory generation for the LOPES gait training robot". IEEE International Conference on Reahabilitation Robotics, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.
- [4] A. Kaeling-Lan, L. Sawaki, and LG. Cohen, "Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory," Journal of Neurophysiology. Vol. 93, No. 2, Pp. 103, 2005.
- [5] K. A. Danek, "Lower Limb Motor Coordination and Rehabilitation Facilitated through Self-Assist," Ph.D. dissertation. Mechanical Eng. Program, Univ. Of Michigan, 2008.

- [6] C. Fleischer and G. Hommel, "Torque control of an exoskeletal knee with EMG signals". Proceedings of the Joint Conference on Robotics, Munich, Germany, Pp. 79-82. 2006.
- [7] H. Neiger y G. Pascale, Estiramientos Analíticos Manuales; técnicas pasivas, Médica Panamericana, 1998.
- [8] L. Zhiqiang, X. Hanxing, L. Weilin and Y. Zheng, "Proceeding of Human Exoskeleton Technology and Discussions on Future Research". Chinese Journal of Mechanical Engineering. Vol. 27, No. 3, Pp. 437-447, 2014.
- [9] K. Rincón, P. Vera, I. Chairez y A. Luviano. "Prototipo de movilizador robótico de miembros inferiores basado en el concepto de cuidado en el hogar Parte 1: Diseño mecánico e instrumentación," Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, 2016.
- [10] W. H. Chang and Y.-H. Kim, "Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation". Journal of Stroke. Vol.15, No. 3, Pp. 174-181, 2013.