

Prototipo de movilizador robótico de miembros inferiores basado en el concepto de cuidado en el hogar, parte 1: Diseño mecánico e instrumentación

Karla Rincón-Martínez^{1,2}, Pamela Vera-Tizatl^{1,2}, Alberto Luviano-Juárez² e Isaac Chairez¹

¹UPIBI-Instituto Politécnico Nacional

²UPIITA-Instituto Politécnico Nacional

Resumen— El objetivo de este trabajo fue diseñar y construir un prototipo de movilizador robótico para asistir en la rehabilitación biomecánica de los miembros inferiores. El dispositivo fue propuesto de tal forma que pueda ser manipulado vía remota con la intención de que pueda proveerse la atención al paciente en rehabilitación desde su propio hogar. Por esta razón, se propuso que el dispositivo fuera construido en material comprimido de alta resistencia, lo que le permitió soportar los esfuerzos esperados de torsión para un paciente con medidas antropométricas promedio según las estadísticas nacionales. El robot fue instrumentado para que pudiera realizar los movimientos que corresponden a terapias utilizadas comúnmente por fisioterapeutas. Se implementó un grupo de amplificadores electromiográficos para que el prototipo sea capaz de asistir en terapias donde el paciente coopere activamente. La elección de los actuadores y la instrumentación se realizó considerando los aspectos biomecánicos del paciente propuestos, como requerimientos en el diseño tanto electrónico como mecánico. El prototipo de sistema movilizador construido satisfizo los requerimientos de diseño propuestos para cumplir con la asistencia en la movilización de las extremidades inferiores.

Palabras clave—Exoesqueleto, rehabilitación, miembros inferiores, órtesis

I. INTRODUCCIÓN

El rápido desarrollo de robots inspirados en características de la estructura corporal humana (como la habilidad de caminar en dos piernas), ha traído como consecuencia cambios en los límites de la aplicación de la robótica como disciplina científica y tecnológica. La investigación y desarrollo de robots bípedos ha tenido alcance en procesos relacionados con la simulación de la marcha, elaboración de prótesis y tecnología de rehabilitación de miembros inferiores [1].

El campo de la rehabilitación robótica se divide generalmente en dos categorías, de terapia y de asistencia [2]. El propósito de los robots de asistencia es proporcionar apoyo a personas con alguna discapacidad (o de edad avanzada) para el desarrollo de actividades de la vida diaria o que mejoren su calidad de vida y se utilizan en entornos específicos como hospitales e incluso hogares particulares, por ejemplo, los robots enfermeros, sillas de ruedas robóticas y los dispositivos destinados a desarrollar tareas como manipular objetos, alimentación asistida y de higiene personal [3].

Los robots de terapia brindan entrenamiento de tareas específicas y son utilizados por dos usuarios simultáneamente, el paciente que recibe la terapia física y el terapeuta que supervisa la interacción del paciente con el robot. La intervención de estos robots representa una

alternativa para los fisioterapeutas debido a las siguientes razones fundamentales [4]:

1) El robot puede brindar terapia por prolongados periodos de tiempo, eliminando la limitante de la fatiga humana.

2) Los sensores que incorpora el robot permiten medir y cuantificar la evolución del paciente en el tratamiento, lo cual implica que cualquier avance en su capacidad funcional puede ser un factor de motivación para que el paciente continúe con la terapia.

3) El robot es capaz de comprometer al paciente a un nivel de rehabilitación diferente a partir de la implementación de ejercicios que un fisioterapeuta no puede ejecutar, como magnificar los errores de movimiento para provocar adaptación.

Los dispositivos robóticos utilizados en rehabilitación para el entrenamiento motor de extremidades inferiores son del tipo de efector final y dispositivos tipo exoesqueleto.

Los efectores finales trabajan aplicando fuerzas mecánicas en los segmentos distales de las extremidades, ofrecen la ventaja de un fácil manejo o instalación, pero padece de un control limitado de las articulaciones proximales de las extremidades, lo que puede resultar en patrones de movimientos anormales [5]. Los parámetros de longitud, frecuencia, altura y velocidad del paso pueden ser ajustados a la condición del paciente.

Por otro lado, los dispositivos robóticos tipo exoesqueleto, cuentan con ejes robóticos alineados con los ejes anatómicos del paciente. Su construcción es más compleja y costosa que los dispositivos de efector final, sin embargo, proporcionan control directo en cada una de las articulaciones, lo cual minimiza movimientos o posturas anormales [2].

Los exoesqueletos de miembro inferior son utilizados para restablecer la movilidad y la función de la marcha y pueden incorporar o no en su estructura algunas herramientas para optimizar el proceso de rehabilitación, como bandas (o cintas ergométricas) y sistemas que mantienen suspendido el tronco del paciente (como arneses) [6].

Algunos dispositivos robóticos para rehabilitación son utilizados únicamente en grandes centros de rehabilitación, debido a sus dimensiones, al costo elevado, a los requerimientos de mantenimiento o de operación. Esto significa que los pacientes deben trasladarse a locaciones específicas para tener acceso a estos dispositivos. De esta manera, la utilidad del dispositivo está limitada por el

número de pacientes que lo necesitan y por el número de pacientes que tienen acceso a él.

Un dispositivo que puede ser operado en un ambiente como el hogar del paciente, con supervisión u operación vía remota, ofrece la posibilidad de ser utilizado por todo aquel que lo requiera por el tiempo que lo necesite. Sin embargo, a este nivel de accesibilidad, intervienen otros factores como el costo, la seguridad del paciente y los resultados obtenidos en el proceso de rehabilitación [7].

Una clase especial de sistemas automatizados están diseñados para proveer un entorno seguro así como asistir y monitorear al paciente desde su casa. De manera general, estos sistemas incorporan los siguientes elementos [4].

1. Sensores (para detectar la posición del paciente) y actuadores para modificar las condiciones del ambiente (iluminación o sonido).

2. Red que establezca comunicación entre los sensores y actuadores y un ordenador central. Puede ser inalámbrica o dependiente de una red tipo Ethernet.

3. Una red externa que permita la comunicación vía Internet para monitorear y controlar de manera remota el dispositivo.

Considerando estas características, este trabajo muestra el diseño desarrollo de un robot bípedo tipo exoesqueleto que pueda asistir en las tareas de movilización que comúnmente se utilizan en la rehabilitación de miembros inferiores. El prototipo propuesto se puede implementar para utilizarse vía remota bajo el concepto de cuidado en casa o home care.

Para su diseño, construcción y control, el exoesqueleto puede ser representado por un modelo de cuerpos rígidos conectados por medio de articulaciones rotacionales en un solo eje [8]. Para dotar de esta capacidad al robot, es necesario realizar el análisis del movimiento de las extremidades inferiores de un ser humano sano.

El análisis cinético busca relacionar los desplazamientos, velocidades, aceleraciones y pares de torsión que la propia estructura musculoesquelética del paciente desarrolla [9]. La mayoría de los exoesqueletos cuenta con realimentación por medio de sensores, permitiendo cuantificar fuerzas y movimientos evaluando el progreso del paciente. Los sensores juegan un papel fundamental en el desenvolvimiento del exoesqueleto, ya que se debe conocer la posición en la que se encuentra cada articulación, así como el tipo de señales que se requieren para lograr el movimiento de los actuadores y las que se obtienen de éste por los sensores de posición angular.

La motivación para la realización de este proyecto se deriva de que las órtesis de movilización de miembros inferiores, para dar rehabilitación de forma continua deben estar disponibles para ser usadas en el hogar. Esto implica que sus componentes sean de fácil sustitución en el mercado nacional, fácil ajuste a las medidas antropométricas del paciente y fácil manufactura, así como ensamble modular de las piezas que lo conforman.

II. METODOLOGÍA

La metodología propuesta se divide en cuatro secciones generales. Las condiciones o requerimientos de diseño considerados fueron: peso máximo del paciente de 75 kg, altura de 170 cms y debe estar construido con material de fácil maquinado, ligero y resistente. Debe contar, además, con restricciones mecánicas que delimiten el movimiento considerando el rango dinámico de movimiento de cada articulación, según las relaciones biomecánicas.

El diseño mecánico, construido en MDF (fibra de mediana densidad), constituye el soporte estructural del prototipo. Este material se eligió debido a que soporta rangos de fuerza normal a la placa de hasta 735.5 N. El prototipo propuesto consta de 26 piezas, adecuadas para permitir el ajuste de cada uno de los seis motores que permiten el movimiento del mismo. En la Fig. 1, se muestran el diseño generado en el software CAD, señalándose con flechas las posiciones de los motores. La Fig. 1(a) muestra la vista lateral izquierda y la Fig. 1(b) la vista anterior del diseño.

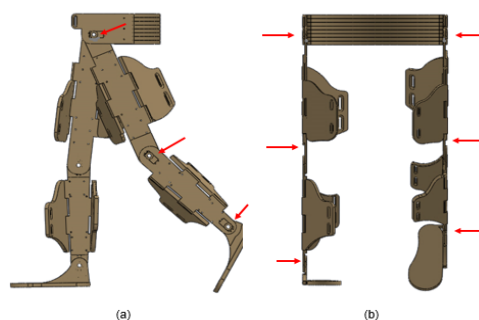


Fig. 1 Vistas del prototipo

La instrumentación para realizar la medición de variables, diseñada para medir el ángulo en que se encuentran las extremidades inferiores funciona como electrogoniómetro. Se utilizaron potenciómetros tipo trimpot de 10K Ω de resistencia, 300° de rango dinámico y sensibilidad de 0.2°. Estos sensores cubren el rango dinámico de movimiento de cada articulación [10]. El potenciómetro caracterizado se instrumentó como divisor de voltaje, empleando una fuente de alimentación de 5 V, siendo el rango dinámico de 0.0 V a 5.0 V.

La instrumentación de los actuadores permite el movimiento controlado de ambas piernas para que estas puedan desarrollar un movimiento que pueda seguir trayectorias de referencia predefinidas. Para realizar esta tarea, se utilizaron motores de corriente directa para el par de torsión nominal. El par de torsión se calcula como $|\tau| = rW$, donde τ es el par de torsión, W es el peso y r es la distancia entre el punto en que se ejerce la fuerza y el punto de rotación. Para el sistema, éste se determina con $W = (m_p + m_g)g$, donde m_p es la masa de la extremidad inferior, m_g es la masa de la estructura y g es la aceleración debida a la gravedad (9.81m/s²), y finalmente $\tau = r(m_p + m_g)g$.

Para realizar el análisis de las cargas máximas que debe soportar cada motor, se considera un ángulo de 90° entre la

posición inicial del robot y la posición final. Esto permite estimar con un grado de seguridad la potencia de cada actuador. Además, se asume que la fuerza F , determinada por la suma del peso de la pierna y de la estructura, es ejercida justo en el punto donde se encuentra el centro de masa para cada una de las piezas. Esto sucede bajo la suposición de que esta estructura es un cuerpo rígido. El análisis se realizó para la articulación de la cadera, la articulación de la rodilla, y la articulación del tobillo.

La masa máxima permitida del paciente fue de 75 Kg, y de ésta, 15.6% correspondiente a una extremidad inferior [11]. Tras realizar el análisis correspondiente, el valor del par de torsión necesario en la articulación de la cadera es de $\tau_c = 49.3067 Nm$, para la articulación de la rodilla $\tau_r = 10.625 Nm$, y para la articulación del tobillo $\tau_t = 0.7373 Nm$. Los valores para la masa y la longitud se obtuvieron de valores promedio para la población.

Se eligió el motor AR-3606Hb para manipular la posición angular de cada articulación; las características principales de éstos incluyen: a) Tamaño de 40.5mm \times 20.0mm \times 38.0mm, b) Peso de 40 g, c) Torque @ 6.0 V de 6.7 Kg \cdot cm y d) Velocidad @ 6.0 V de 0.14 s/60°

Los actuadores propuestos tienen un factor de motorreducción de 240, obteniéndose pares de torsión equivalentes de 0.205 Nm, 0.044 Nm y 0.003 Nm respectivamente para cada articulación, por otro lado, el par requerido en el motor es de 0.657 Nm, que es suficiente para justificar los valores de los movimientos propuestos para el robot.

La etapa de potencia que permite controlar el movimiento de los motores, se realizó mediante la placa de soporte MD01B para el circuito integrado VNH3SP30, la cual integra un puente H que puede ser usado como control bidireccional, ofrece protección contra voltajes de retorno, sobrecargas de tensión, baja tensión, exceso de temperatura y sobrecargas de corriente.

La implementación de una sección de instrumentación dedicada a la lectura de señales electromiográficas, contando con las siguientes características [12]:

- Detección diferencial
- Ganancia de amplificación de 1009
- Impedancia de entrada de 10 G Ω
- Ancho de banda de 0.1 Hz a 1 KHz
- Filtro supresor de banda tipo Notch a 60 Hz
- Técnica de procesamiento de envolvente lineal a partir de un circuito de Valor Medio Absoluto
- Electrodo: a) Superficiales, b) Construidos con aleación de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl)

El circuito que corresponde al amplificador electromiográfico se muestra en la Fig. 2. Este consta de cuatro etapas:

1. Amplificador de instrumentación (enmarcado en color negro) con un arreglo de condensador-resistor tiene un filtro pasivo pasa banda que elimina la señal de corriente directa. La función de transferencia de este arreglo

electrónico se calculó para evitar la interferencia de componentes de frecuencia comunes.

2. En la etapa de filtrado, el filtro pasa bajas se diseñó con una frecuencia de corte de 1 KHz (color azul) y el filtro pasa altas con una frecuencia de corte a 0.1 Hz (color amarillo).
3. El filtro Notch en configuración doble T (marco color violeta) elimina el ruido de 60 Hz producido por la línea del suministro eléctrico.
4. El circuito de valor medio absoluto (MAV) (color rojo) proporciona el valor promedio de la señal electromiográfica con el rectificador de onda completa, generando una envolvente lineal con un circuito integrador.

Entre cada una de las etapas, se implementa un amplificador 9 en configuración seguidor no inversor, que permite el desacoplamiento de impedancias y separa cada etapa del circuito para evitar pérdidas de información.

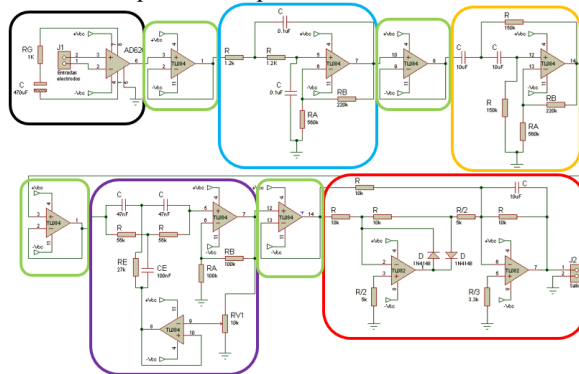


Fig. 2 Diagrama esquemático del circuito para adquisición de señales electromiográficas

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Utilizando el software SolidWorks® se efectuó el análisis de fuerzas estáticas para las piezas que integran el prototipo. Se consideró una fuerza ejercida de 183.87 N sobre la estructura del dispositivo. Esta se determinó a partir del valor de peso promedio del paciente considerado. Los estudios generados son análisis de desplazamiento y deformaciones unitarias; el software realizó los estudios antes mencionados mediante análisis de elemento finito.

La pieza equivalente al fémur es la más larga (50 cm) y una de la que más par de torsión soporta (187.5 N). Debido a esto, su análisis de esfuerzos y deformaciones se consideró prioritario. En la Fig. 3a) se muestra el resultado del análisis de esfuerzo y deformaciones resultante. El área roja delimita donde la pieza tiene un mayor deformación por desplazamiento, siendo de 8.358×10^{-1} mm. En la Fig. 3b) se observa que la relación máxima de deformación, en rojo, con respecto a la longitud inicial es de 7.283×10^{-4} %. La Fig. 3c); **Error! No se encuentra el origen de la referencia.** muestra la imagen final de la pieza del fémur maquinada en MDF. Los resultados anteriores demuestran que el desplazamiento y la deformación no son suficientemente considerables para poner en riesgo la integridad de la estructura. Los potenciómetros

seleccionados se caracterizaron empleando la técnica básica de curva de referencia. Estos potenciómetros se ajustaron para acoplarse dentro de las carcasas de los motores (Fig. 4a). A los motores se les removió la placa reguladora de PWM (Fig. 4b) pues debía regularse el movimiento de manera continua y retroalimentada a partir de la información de los sensores, manteniéndose el juego de engranes, pero considerando las desviaciones por los efectos del peso adicional del paciente. En Fig. 4b se señala el lugar en que se colocan los trimpots, y en Fig. 4c la ubicación final de éstos. Los motores fueron controlados mediante la placa de soporte MD01B.

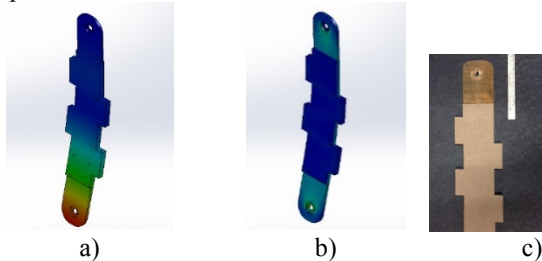


Fig. 3 Resultados para el análisis de fuerzas estáticas

Para la adquisición de señales electromiográficas se construyeron ocho canales para realizar la detección diferencial de las señales. La figura Fig. 5i muestra el esquema diseñado en el editor de circuitos impresos para la fabricación de PCBs, mientras que en la Fig. 5ii se observa el circuito impreso y armado. En la Fig. 7 se observa el prototipo robótico final armado. Se señalan en amarillo la posición final de los motores, ya adecuados con los potenciómetros para funcionar como electrogoniómetros, que fueron acoplados al nivel de las articulaciones. En rojo se muestra el sistema electrónico de potencia; y en azul la instrumentación para realizar la adquisición de las señales electromiográficas. Las piezas fueron ensambladas usando elementos de tornillería, los cuáles fueron propuestos considerando los esfuerzos calculados.

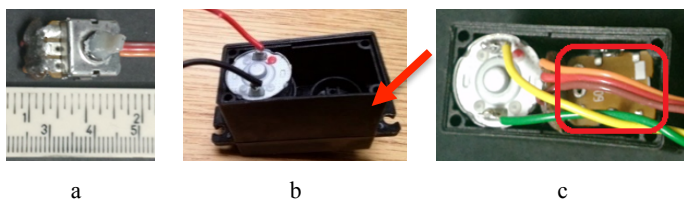


Fig. 4 Elementos de las etapas de sensado y motores

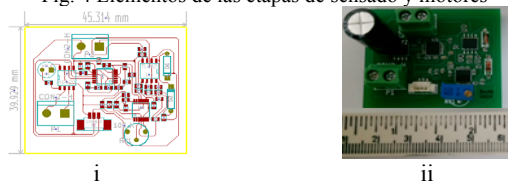


Fig. 5 PCB final para la adquisición de las señales electromiográficas

V. CONCLUSIÓN

Se construyó un prototipo de robot bípedo de seis grados de libertad que realiza la terapia asistida de extremidades inferiores. El prototipo incluyó la

instrumentación para monitorear la posición de las articulaciones, el ajuste de movimiento de los actuadores, así como el monitoreo integral de la respuesta EMG y antropométrica. Los sistemas de instrumentación descritos fueron realizados con elementos electrónicos de bajo costo y acceso en el mercado nacional, lo cual simplificó la construcción e integración final del robot exoesqueleto. Como trabajo a futuro, se realizarán los protocolos de evaluación clínica del prototipo.

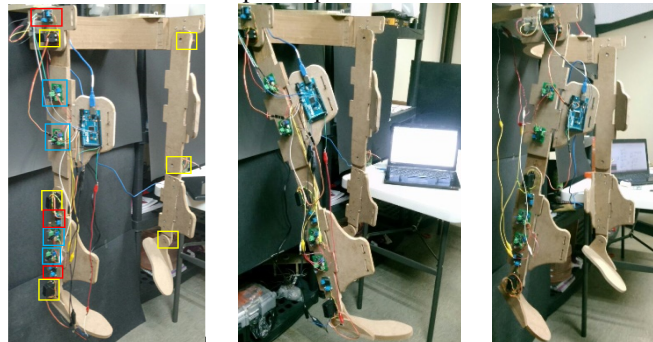


Fig. 7 Prototipo armado

RECONOCIMIENTOS

El autor Karla Rincón Martínez 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. Pamela Vera Tizatl agradece el apoyo proporcionado por el programa de becas BEIFI asociado al proyecto SIP-IPN No. 20160223.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. C. Pina Filho, *Biped Robots*, InTech, 2011.
- [2] W. H. Chang y Y.-H. Kim, «Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation,» *Journal of Stroke*, pp. 174-181, Sep 2013.
- [3] P. Lum, S. Godfrey, E. Brokaw, R. Holley y D. Nichols, «Robotic approaches for rehabilitation of hand function after stroke,» *Am J Phys Med Rehabil*, 2012.
- [4] M. Van der Loos y D. J. Reinkensmeyer, «Rehabilitation and Health Care Robotics,» de *Springer Handbook of Robotics*, B. Siciliano y O. Khatib, Edits., Berlin, Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 1223-1251.
- [5] J. Mehrholz y M. Pohl, «Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices,» *J Rehabil Med*, 2012.
- [6] P.-Y. Cheng y P.-Y. Lai, «Comparison of Exoskeleton Robots and End-Effector Robots on Training Methods and Gait Biomechanics,» de *Intelligent Robotics and Applications*, J. Lee, M. C. Lee, H. Liu y J. Ryu, Edits., Berlin, Springer Berlin Heidelberg, 2013, pp. 258-266.
- [7] C. Frumento, E. Messier y V. Montero, «History and Future of Rehabilitation Robotics,» Worcester Polytechnic Institute, 2010.
- [8] O. Haavisto y H. Hyötyniemi, «Simulation tool of a biped walking robot model,» Helsinki University of Technology, Espoo, 2004.
- [9] S. Jezernik y M. Morari, «Controlling the human-robot interaction for robotic rehabilitation of locomotion,» de *7th International Workshop of Advanced Motion Control*, Maribor, 2002.
- [10] D. A. Neuman, *Fundamentos de la rehabilitación física*.

Cinesiología del sistema musculoesquelético, Primera ed., Paidotribo, 2007, pp. 538-546.

- [11] P. A. Houglum, Brunnstrom's clinical kinesiology, Sexta ed., F. A. Davis Company, 2012, p. 62.
- [12] K. Rincón Martínez, P. P. Vera Tizatl y I. Chairez Oria, «Prototipo de robot bípedo controlado por impulsos electromiográficos con aplicación en rehabilitación,» Ciudad de México, 2015.