

Exosqueleto Robótico de 4-GDL para la Rehabilitación de Miembro Superior

Yunier Prieur Coloma¹, Mauricio Torres Quesada², Luiz José Lucas Barbosa⁶, Roberto Sagaró Zamora³, Denis Delisle-Rodríguez^{1,4}, Ricardo Carelli⁵, Adson Ferreira da Rocha⁶, Alberto López-Delis^{1,6}

¹Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba;

²Instituto de Colegios Técnicos Juan Bosco, Bogotá, Colombia;

³Facultad de Ingeniería Mecánica Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba;

⁴Programa de post-graduación de la Universidad Federal de Espirito Santo, Vitória, Brasil;

⁵Universidad Nacional de San Juan – CONICET, Argentina;

⁶Universidad de Brasilia, Brasilia, Brasil

Resumen

En este trabajo se presenta el desarrollo de un exoesqueleto robótico de miembro superior de 4 grados de libertad (GDL), para asistir los movimientos de pacientes con limitaciones motoras severas. El sistema puede ser operado en modo pasivo y activo. El modo pasivo permite definir al exoesqueleto las rutinas de movimientos que debe ejecutar sobre el paciente, mientras que el modo activo utiliza las señales de electromiografía de superficie (sEMG) del paciente, como comando de control para iniciar las rutinas de movimientos programadas. El sistema posee un módulo de biofeedback, que permite obtener la información asociada al proceso de contracción muscular del paciente, utilizado en el proceso de rehabilitación. Los resultados relacionados con el desarrollo de la interfaz de usuario en el modo de control pasivo, así como la obtención de los modelos cinemáticos directo e inverso se presentan, lo que posibilita la puesta a punto y validación de la primera etapa en el desarrollo de la plataforma robótica.

Palabras claves: rehabilitación muscular, exoesqueleto robótico, electromiografía, miembro superior.

1. Introducción

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), alrededor de un billón de personas están afectados debido a enfermedades neurológicas y musco-esqueléticas, y se estima que a causa de las mismas alrededor de 6.8 millones pierden la vida cada año (Ganesan et al., 2015). En Cuba, los ACV constituye la tercera causa de muerte (de Salud, 2016), con mayor incidencia en edades más tempranas. Después de un ACV, los sujetos pueden presentar secuelas físicas y neurológicas: como hemiplejía, lesión medular, pérdida de fuerza o debilidad muscular. Estas secuelas causan deficiencias parciales o severas en el movimiento y en la coordinación de los miembros superiores. Para lograr su recuperación (parcial o total), estas personas deben ser rehabilitados a través de ejercicios fisioterapéuticos y el uso de tecnologías.

Tradicionalmente, las clínicas de rehabilitación utilizan técnicas manuales ejecutadas por fisioterapeutas, las cuales demandan esfuerzo físico que puede provocar cansancio, y traen consigo imprecisiones de riesgo para el paciente durante las ejecuciones de las rutinas de movimientos. Estas técnicas están fuertemente basadas en la habilidad, formación y experiencia del fisioterapeuta (Newport, 2006), por lo que los resultados pueden ser variables en cada centro de rehabilitación.

Los dispositivos robóticos han sido incorporados como una alternativa novedosa para asistir el movimiento de miembro superior e inferior de personas que padecen alguna deficiencia motora (López-Camacho et al., 2016; Torres et al., 2015). Estos dispositivos permiten realizar un gran número de movimientos precisos durante la terapia. Adicionalmente, permiten realizar valoraciones cuantitativas en los pacientes, las cuales son útiles para que los especialistas realicen un análisis objetivo en el progreso de los mismos. Actualmente, uno de los dispositivos más sofisticados destinados a realizar terapias de rehabilitación, es el exoesqueleto activo de 7 GDL ArmeoPower (Nef et al., 2009). En la literatura también se pueden encontrar dispositivos que han sido diseñados con este propósito, uno de ellos es el trabajo realizado por Kiguchi (Kiguchi et al., 2003), el cual usa como entradas de control señales de EMG. En (Takaiwa & Noritsugu, 2005) se propone un prototipo de 3 GDL con actuadores neumáticos, destinado a la terapia física. En (Casellato et al., 2013) se propone un dispositivo que combina realimentación háptica y visual para mejorar el comportamiento motor de niños con distonía.

En Cuba, el programa de entrenamiento en las clínicas de rehabilitación se divide en tres etapas (inicial, principal y final). En la etapa inicial se realiza la preparación psicológica del paciente y el acondicionamiento físico general. Tiene una duración de 10 a 15 minutos y se realizan pasos como: tomar pulso y presión arterial en reposo, explicar los contenidos a tratar, e informar de los objetivos de la sesión, entre otros. Su objetivo es preparar al organismo para la siguiente etapa de la sesión. En la etapa principal se ejecutan los ejercicios para la reeducación y perfeccionamiento de las habilidades dañadas. Los ejercicios que usualmente se ejecutan para rehabilitar el miembro superior son movimientos tales como: flexión-extensión, abducción-aducción, rotación del hombro, flexión-extensión del codo, flexión palmar, flexión dorsal y lateralización de la muñeca. En la etapa final, se realizan actividades sedantes o relajantes que permitan que el paciente alcance el estado de recuperación (Farjat, 2012).

En la actualidad un número limitado de trabajos han sido desarrollados en Cuba, para la rehabilitación motora de miembro superior por medio de exoesqueletos. Este trabajo propone el desarrollo de un exoesqueleto robótico de 4 GDL para miembro superior, como se muestra en la figura 1. El mismo se encuentra fijado a un sistema de referencia externo al paciente, y permite asistir los movimientos de personas con limitaciones motoras severas. El sistema robótico está previsto para trabajar en dos modos de control, integrará una plataforma de *biofeedback* y una interfaz para juegos serios, con vistas a la interacción del paciente durante el proceso de rehabilitación. Adicionalmente, posibilitará la gestión de información y la integración de herramientas estadísticas para el seguimiento a la evolución, durante el proceso de rehabilitación.



Figura 1. Exoesqueleto de 4GDL para rehabilitación del miembro superior.

2. Descripción del Exoesqueleto de 4GDL

En la figura 1 se muestra el sistema propuesto, conformado por el módulo de control, el sistema de bioinstrumentación y la plataforma Matlab/Simulink. El módulo de control recibe la información proveniente de la interfaz de usuario (IU), para el envío de los comandos de control a los actuadores del exoesqueleto. El sistema de bioinstrumentación permite adquirir señales de sEMG para el control activo y como información para el módulo de *biofeedback*. En la plataforma Matlab se implementan los módulos para el control pasivo, activo, el módulo de *biofeedback* y la IU del sistema; además se obtienen las señales de sEMG en tiempo real, a partir del módulo *Real Time Windows Target* desde la plataforma Simulink. El dispositivo ha sido concebido para que funcione inicialmente en modo pasivo, aunque en las etapas posteriores está prevista la puesta en marcha del modo activo.

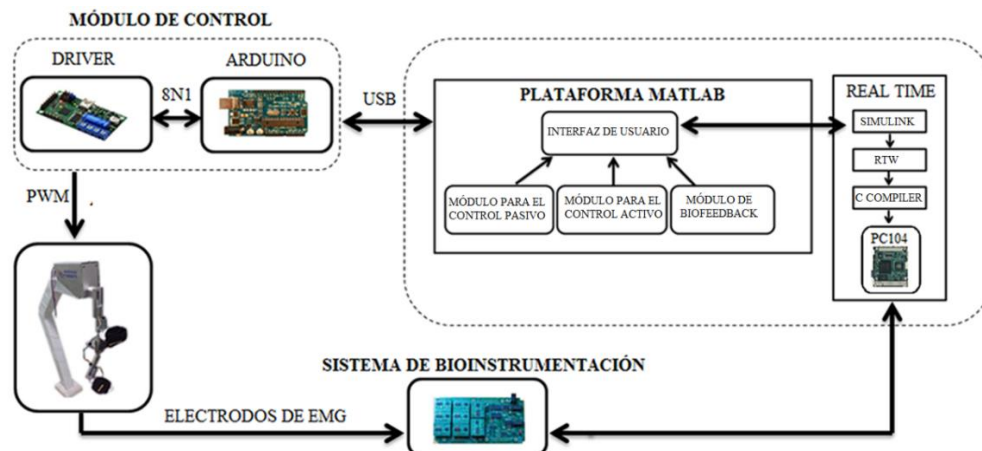


Figura 2. Diagrama en bloques del sistema exoesqueleto de 4GDL.

2.1. Plataforma Robótica

El exoesqueleto propuesto puede ser utilizado para asistir los siguientes movimientos: flexión-extensión del hombro, rotación del húmero, flexión-extensión del codo y pronación-supinación del antebrazo. El movimiento de las articulaciones se realiza a través de motores de corriente directa (CD) con cajas reductoras. Durante la conceptualización y construcción del prototipo, se tuvieron en cuenta aspectos relacionados con las características antropométricas de un sujeto estándar (altura promedio entre 1.40 y 1.75 metros - peso entre 50 y 100 kilogramos). La seguridad del paciente se provee a través de pulsadores de emergencia, y por mecanismos que limitan el rango del movimiento articular del miembro superior.

Como se muestra en la figura 3, el miembro superior del paciente es unido al exoesqueleto a través de abrazaderas de sujeción, colocadas en el brazo y antebrazo mecánico de la herramienta. El dispositivo posee un mecanismo de sectores dentados y brazos dentados deslizantes; que son capaces de realizar los movimientos implicados en las rutinas terapéuticas.



Figura 3. Sujeción del miembro superior al exoesqueleto y longitudes del miembro superior.

2.2. Sistema de Adquisición

El sistema de bioinstrumentación permite la adquisición de señales mioeléctricas de superficie, asociadas al proceso de detección de la intencionalidad del movimiento para la etapa del control activo del exoesqueleto. Adicionalmente, las informaciones provenientes de estas señales son procesadas en el módulo de biofeedback para brindar información de la actividad muscular del paciente, durante el proceso de rehabilitación. Dicho sistema adquiere y procesa las señales sEMG, mediante tres bloques: el bioamplificador de sEMG, el módulo principal y el módulo de adquisición de datos. El bioamplificador de sEMG captura (electrodos Ag-AgCl) y amplifica las señales mioeléctricas del músculo mediante una configuración bipolar de electrodos. El módulo principal acondiciona las señales de sEMG y otras señales procedentes de unidades de medición inercial (UMI) para ser enviadas al bloque de adquisición de datos. El bloque de adquisición está compuesto por la tarjeta PCI-6221, conformada con 16 canales analógicos y 24 canales digitales bidireccionales de alta precisión, velocidad (250kS/s) y resolución (16 bits). Este módulo permite analizar y visualizar los datos en la plataforma Matlab/Simulink. Para la captura y acondicionamiento de las señales sEMG es utilizado el amplificador de instrumentación AD620 y un filtro pasabanda de segundo orden con ancho de banda de 20 Hz a 500 Hz. La información cinemática del miembro superior se mide a través de una unidad inercial formada por un acelerómetro de tres ejes (ADXL345) y un giroscopio (ITG3200), el cual posee una interfaz serie I2C para comunicación con otros dispositivos. El posicionamiento de los sensores sEMG se realiza en configuraciones de músculos pares agonistas/antagonistas que responden a los cuatro grados de libertad, correspondientes al exoesqueleto, como se muestra en la figura 4. El sistema de bioinstrumentación se usa como medio de monitorización en interacción con el módulo de *biofeedback*. Actualmente se encuentra en fase de puesta a punto como parte del segundo modo de trabajo (modo de control activo) del sistema.

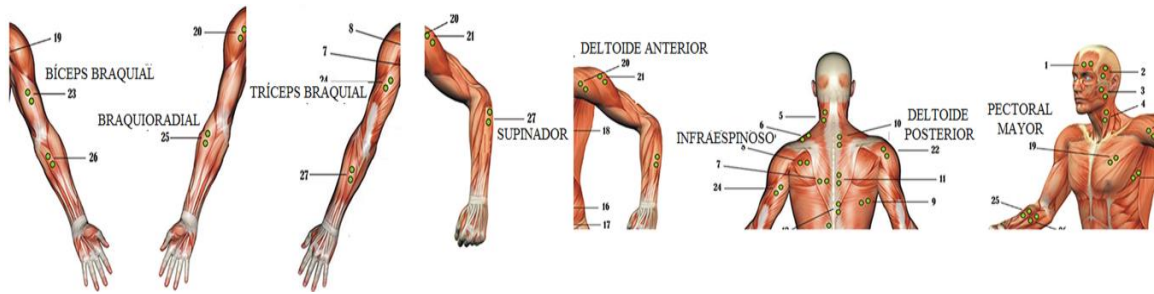


Figura 4. Ubicación de los sensores de sEMG.

2.3. Interfaz de usuario

El sistema posee dos interfaces de usuarios (una dedicada al especialista y la otra al paciente). Ambas fueron desarrolladas con las herramientas *GUI* del Matlab. Como se observa en la figura 4, la interfaz de usuario destinada al especialista está conformada por el diseño de las rutinas de control, el sistema de base de datos (SBD) y el módulo de bio-retroalimentación o biofeedback.

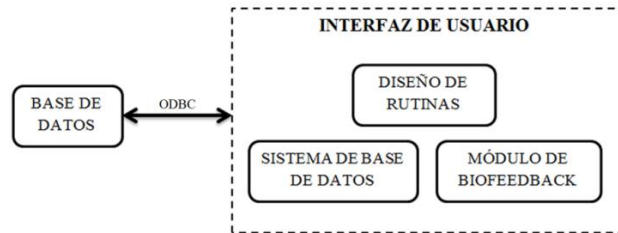
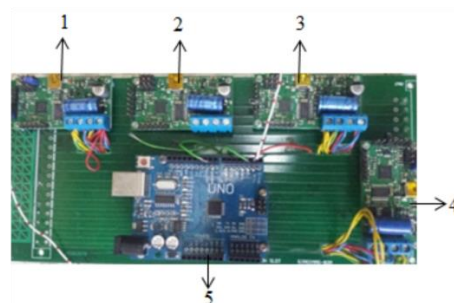


Figura 5. Esquema en bloques de la interfaz de usuario (especialista).

El especialista selecciona desde la IU las rutinas de movimientos a realizar al paciente para su rehabilitación (las tareas se realizan en el espacio cartesiano). Con el objetivo de almacenar y cargar la información concerniente al proceso de rehabilitación de los pacientes, la IU se comunica con una base de datos (BD). Para ello, se establece la conexión con el gestor de BD PostgreSQL para el almacenamiento de todo el flujo de información mediante el gestor de Origen de Datos del Sistema (ODBC). A través del módulo de biofeedback la IU posibilita la interacción con el paciente durante el proceso de rehabilitación, a partir de la extracción de información de indicadores en las señales sEMG y utiliza técnicas de animación que reflejen el proceso evolutivo del paciente. Métodos basados en el procesamiento de la señal sEMG como la detección de la envolvente lineal de la señal, filtrados digitales, así como la extracción de parámetros en el dominio temporal/frecuencial de la señal de sEMG, conforman el paquete de herramientas a ser utilizados en este módulo. La IU dedicada al paciente, tiene como objetivo ofrecer información visual, sobre la evolución de la actividad muscular del mismo en los procesos de rehabilitación. Adicionalmente, está previsto la inclusión de juegos serios interactivos que le permitan al usuario tener una mejor experiencia durante el proceso de rehabilitación.

2.4. Módulo de Control

En la figura 6 se muestra el módulo de control, conformado por una tarjeta microcontrolada (Arduino Uno R3) y cuatro *drivers* (tres-18v7 y uno 24v12) del fabricante Pololu. La Tarjeta Arduino tiene como función recibir la información proveniente de la plataforma Matlab, para efectuar el control de los actuadores del sistema.



- 1: Driver correspondiente al actuador de la muñeca.
- 2: Driver correspondiente al actuador del codo.
- 3: Driver correspondiente al actuador del brazo.
- 4: Driver correspondiente al actuador del hombro.
- 5: Tarjeta Arduino Uno.

Figura 6. Módulo de control del sistema exoesqueleto de 4 GDL.

Los *drivers* se utilizan para manejar los cuatro motores del sistema, usando una señal de modulación de ancho de pulso. El protocolo de comunicación entre la Tarjeta Arduino y los *drivers* se realiza a través de la comunicación serie, empleando protocolos definidos por el fabricante Pololu. Para la medición de la posición de cada articulación se usan sensores de posición (*encoders*) acoplados a los ejes de los actuadores. Inicialmente será utilizado el algoritmo de control proporcional derivativo (PD) con compensación de gravedad.

3. Resultados y Discusión

Las interfaces de usuario desarrolladas, presentan útiles funcionalidades en el control pasivo del exoesqueleto. En la figura 7 se representa una de estas interfaces, que permiten diseñar de forma fácil e intuitiva las rutinas de movimiento a realizar al paciente. Además, posibilita la gestión de información de los mismos durante su rehabilitación. Otra funcionalidad útil en dichas interfaces es la bioretroalimentación usando señales de sEMG. Para el caso del especialista, esta funcionalidad le brinda información gráfica (representación de la actividad muscular) del paciente, lo que le permite valorar de forma objetiva la evolución del mismo. En el caso de la IU dedicada al paciente, la biorealimentación le brinda una experiencia más agradable durante el proceso de rehabilitación, al contar con una representación gráfica, visual y animada de su actividad muscular.

The interface consists of two main tables and two management panels on the right side.

Table 1 (Top):

Número	Historia Clínica	Miembro	Velocidad	Repeticiones	Movimiento del Hombro	Ángulo del h

Table 2 (Bottom):

Nombre de Usuario	Nombre	Primer Apellido	Segundo Apellido	Especialidad	Rol	Contraseña

Right Panels:

- Gestionar Rutina:**
 - Crear Rutina (button)
 - Enviar Rutina (button)
 - Eliminar Rutina:
 - Número de rutina (input field)
 - Eliminar (button)
- Gestionar Usuario:**
 - Registrar Usuario (button)
 - Modificar Usuario (button)
 - Eliminar Usuario:
 - Nombre de Usuario (input field)
 - Eliminar (button)

Figura 7. Interfaz de usuario destinada al especialista.

Como parte de la implementación del lazo del control se realizó el modelado cinemático del exoesqueleto. El modelo cinemático directo (MCD) se obtuvo usando la convención de Denavit-Hartenberg. (ver tabla 1).

Tabla 1. Parámetros de Denavit-Hartenberg

Articulación	Θ	d	a	α
1	θ_1	0	0	0
2	θ_2	d_1	L	$-\pi/2$
3	θ_3	d_2	L_2	$\pi/2$
4	θ_4	d_3	L_3	$-\pi/2$

La cinemática inversa fue calculada utilizando dos soluciones: ecuaciones geométricas y red neuronal modelo ANFIS. La figura 8a, presenta una gráfica donde se comparan las dos variantes, representando el error entre las mismas (para θ_1 , θ_2 , θ_3). En la figura 8b, se muestra el espacio de trabajo del exoesqueleto, lo que permite conocer los puntos que el sistema puede alcanzar en su trayectoria.

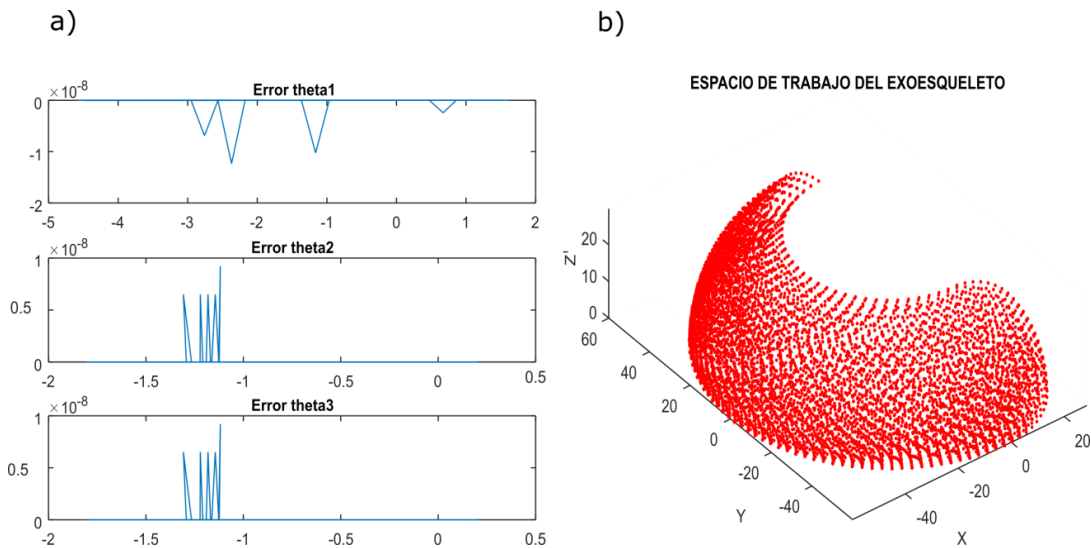


Figura 8 a) Error de los valores de θ obtenidos mediante las variantes de ecuaciones geométricas y modelo ANFIS, b) Espacio de trabajo del exoesqueleto.

4. Conclusiones

Las funcionalidades del sistema propuesto, permitirá brindar asistencia a personas con limitaciones motoras. La inclusión de esta tecnología en los programas de rehabilitación en Cuba, tiene un impacto positivo en la recuperación de pacientes con esta afección, ya que su utilización permite elevar la calidad del proceso de rehabilitación motora de estos individuos. Además, ofrece notables ventajas al personal especializado, para realizar análisis estadísticos, emitir criterios, clínicos entre otras funciones. Con las implementaciones realizadas se da continuidad al proceso de puesta a punto y validación del módulo de control pasivo, para su posterior evaluación y certificación pre-clínica. Actualmente, se encuentra en fase de desarrollo la puesta a punto del sistema de bioinstrumentación para su implementación en el modo de control activo y el módulo de *biofeedback*. Se encuentran en fase de análisis la conceptualización de la interfaz de usuario para el módulo de control activo y el diseño de juegos series para el proceso de interacción con el proceso de rehabilitación.

5. Referencias

- Casellato, C., Pedrocchi, A., Zorzi, G., Vernisse, L., Ferrigno, G., & Nardocci, N. (2013). EMG-based visual-haptic biofeedback: a tool to improve motor control in children with primary dystonia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(3), 474-480.
- de Salud, A. E. (2016). MINSAP Ministerio de Salud Pública. *La Habana*.
- Farjat, A. B. (2012). La rehabilitación de pacientes con secuela de hemiparesia desde la comunidad San Justo. *EFDeportes*, 175.
- Ganesan, Y., Gobe, S., & Durairajah, V. (2015). Development of an upper limb exoskeleton for rehabilitation with feedback from EMG and IMU sensor. *Procedia Computer Science*, 76, 53-59.
- Kiguchi, K., Iwami, K., Yasuda, M., Watanabe, K., & Fukuda, T. (2003). An exoskeletal robot for human shoulder joint motion assist. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 8(1), 125-135.
- López-Camacho, F., SERNA-HERNÁNDEZ, L., OLGUÍN-CAMACHO, J., PORTILLO-VÉLEZ, R., URÍAS, L., VÁZQUEZ-SANTACRUZ, J., . . . FLETES, N. (2016). Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores. *Revista de Tecnología e Innovación*, 3(7), 1-12.
- Nef, T., Guidali, M., & Riener, R. (2009). ARMin III—arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, 6(2), 127-142.
- Newport, R. (2006). Ventajas de la rehabilitación asistida mediante robot en la recuperación de las funciones motriz y visuoespacial en pacientes en fase de recuperación de un accidente cerebrovascular. *Revista Española de Geriatría y Gerontología*, 41, 66-73.
- Takaiwa, M., & Noritsugu, T. (2005). *Development of wrist rehabilitation equipment using pneumatic parallel manipulator*. Paper presented at the Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on.
- Torres, M., Sagaró, R., Broche, L., Delisle, D., Reyes, A., López, A., & Rossi, E. (2015). *Robotic system for upper limb rehabilitation*. Paper presented at the VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014.