

Construcción y control de un prototipo de muslo-pierna actuado por músculos neumáticos

Mario E. Balderrabano Ortega, Alejandro Camacho Pineda, Marco A. Ibarra Rodríguez, Paul Valenzuela López, Carlos A. Melendrez Rivera, *Francisco Aguilar Acevedo, Román Ruiz González

Centro Nacional de Actualización Docente (CNAD)
Estanislao Ramírez S/N, Col. Selene, C.P. 13420, Del. Tláhuac, México D. F., México
Teléfono: (55) 58412165 y 58411432, Fax: Extensión 111

*Autor para correspondencia: aguilar.afco@gmail.com

Resumen— En este artículo se presenta la construcción y control de un prototipo de muslo-pierna de dos grados de libertad. El mecanismo, emula movimientos de flexo-extensión del muslo-pierna humano, mediante músculos neumáticos fabricados para este propósito. Se muestra la concepción del prototipo. Se describen el sistema mecánico y de electrónica, que conforman el prototipo. Se exhibe los resultados del control de los músculos neumáticos usados para generar movimientos de flexo-extensión en el prototipo.

Palabras clave: Extremidad humana, movimiento de flexo-extensión, músculos neumáticos, interfaz de control.

I. INTRODUCCIÓN

El músculo neumático es un actuador que produce un movimiento lineal utilizando aire a presión, imitando el funcionamiento de los músculos biológicos. Los músculos neumáticos se utilizan en la industria cumpliendo funciones que realizan los pistones neumáticos; en la aeronáutica, proporcionando el movimiento a simuladores de cabinas de vuelo; en la industria automotriz, en pruebas a la suspensión de los automóviles, entre otras aplicaciones.

Bajo este panorama, el anhelo de lograr un efector con mayores similitudes a las extremidades humanas, ha motivado numerosas investigaciones alrededor de los músculos neumáticos. Robots antropomórficos como el torso llamado ZAR (*Zwei-Arm-Roboter*) y la mano *Shadow Dexterous Hand* son evidencia de los avances en el área.

En este artículo, se presenta la concepción, construcción y control de un prototipo de muslo-pierna de dos grados de libertad inducido por músculos neumáticos. El diseño del prototipo parte de un estudio preliminar sobre la anatomía y fisiología humana. El mecanismo, fabricado con materiales ligeros, emula movimientos de flexo-extensión del miembro inferior humano.

En la Sección II se muestra un compendio de información sobre el miembro inferior humano, que dio pauta al análisis cinemático del prototipo. En la Sección III se presenta el diseño, manufactura y ensamble del mecanismo. En la

Sección IV se describe el sistema de sensores y actuadores. En la Sección V y VI se presenta el sistema de control y las pruebas realizadas. Finalmente en la Sección VII se señalan algunas conclusiones sobre este trabajo.

II. MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR HUMANO

Los músculos generan la fuerza que imprime movimiento y mantiene en equilibrio el esqueleto. En el movimiento de contracción, los músculos tiran del hueso al que van unidos y lo convierten en una palanca que hace posible el movimiento del cuerpo.

El movimiento de flexo-extensión en el miembro inferior (muslo, pierna y pie) es asociado a las articulaciones de la cadera y la rodilla (Miralles & Puig, 1998). La amplitud del movimiento de flexo-extensión de la cadera, es determinada por la posición de la rodilla (Kapandji, 2001).

En la Figura 1 se observan algunos músculos que intervienen en el movimiento de flexo-extensión, y que por su disposición anatomía son representados en el prototipo.

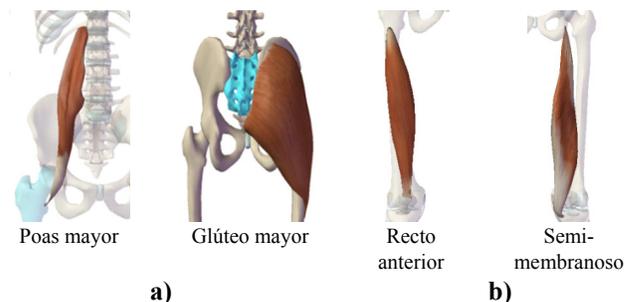


Figura 1. Músculos para el movimiento de flexo-extensión. a) de muslo, b) de pierna (Argosy Publishing Inc., 2009).

En la Figura 2, se ilustra el espacio de trabajo del prototipo obtenido mediante la metodología de Denavit-Hartenberg, donde θ_1 es la variable relacionada al movimiento de flexo-extensión de cadera y θ_2 al movimiento de flexo-extensión de rodilla.

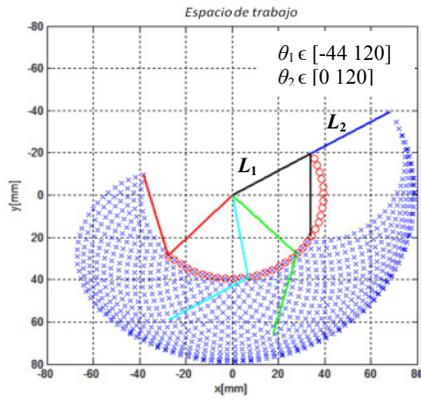


Figura 2. Espacio de trabajo del prototipo.

La cinemática inversa se definió a partir del vector de posición del punto final del efector (p_x, p_y). Las ecuaciones 1 y 2 representan el cálculo de las variables articulares a partir de un análisis geométrico.

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{p_x^2 + p_y^2 - L_1^2 - L_2^2}{2L_1L_2} \right) \quad (1)$$

$$\theta_1 = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1} \left(\frac{p_x}{p_y} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{L_2 \sin \theta_2}{L_1 + L_2 \cos \theta_2} \right) \quad (2)$$

Dentro de los trabajos complementarios, se desarrolló una interfaz en Matlab que ilustrara a través de animaciones, las soluciones dadas a la cinemática directa e inversa.

III. SISTEMA MECÁNICO

El objetivo principal del sistema mecánico, es convertir el movimiento lineal inducido por los músculos neumáticos, en movimiento rotacional tanto en la cadera como en la rodilla. Aunado a esta tarea el sistema contempla:

- Una estructura en perfil de aluminio que permitirá una elevación del prototipo de miembro inferior para poder generar los movimientos con libertad.
- La inclusión de los sensores de posición en los ejes de movimiento (cadera-rodilla), buscando evitar lecturas erróneas debido a deslizamientos no perceptibles cuando los sensores son ubicados a distancia.
- Un sistema de transmisión del movimiento mediante un mecanismo de polea – banda dentada, por cada grado de libertad.

En la Figura 3 y 4 se ilustra el diseño del mecanismo en un software de CAD (Solidworks). En la Figura 3 se señalan los componentes del sub-ensamble pierna.

La manufactura se realizó de manera convencional y asistida por computadora. Se empleó nylamid como material para la fabricación de los eslabones muslo y pierna, proporcionando ligereza, resistencia mecánica y química (corrosión). Las piezas usadas (ejes y pernos) para conjuntar los ensambles, así como la estructura de soporte fueron elaboradas en aluminio.

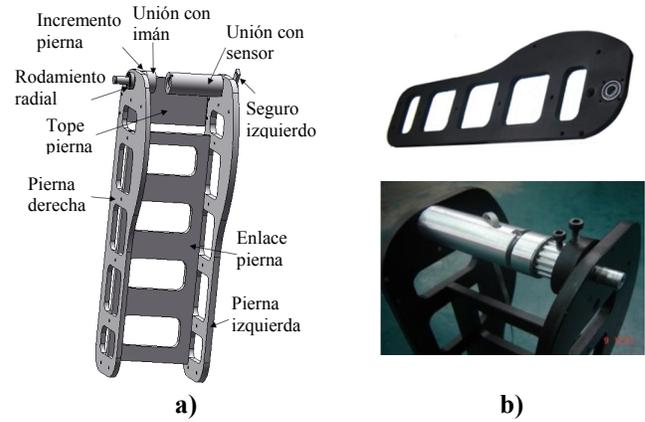


Figura 3. Sub-ensamble pierna. a) Virtual, b) Real.

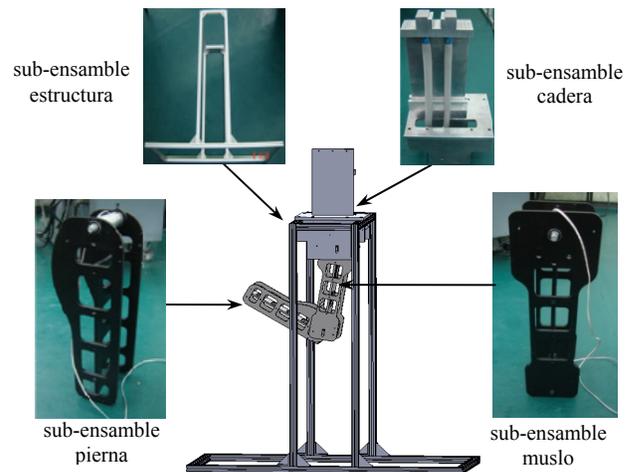


Figura 4. Diseño, manufactura y ensamble del mecanismo.

IV. SENSORES Y ACTUADORES

El movimiento del mecanismo es detectado a través de sensores de efecto hall, ubicados en el eje de movimiento. Los sensores de 12 bits de resolución, cumplen con una relación lineal entre la señal analógica de salida (0.5 - 4.5 V) y el desplazamiento angular (véase Figura 5a). En la Figura 5b se muestra el montaje del sensor en el prototipo.

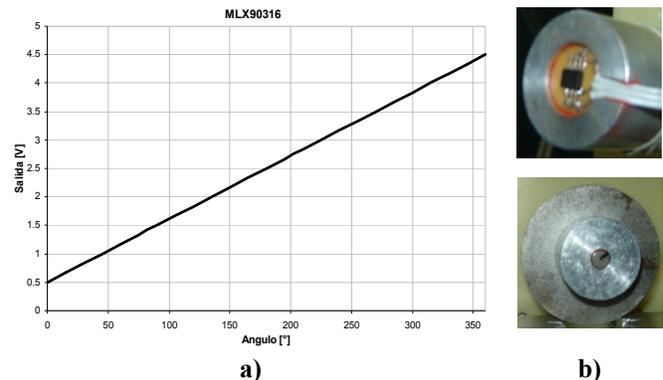


Figura 5. Sensor de efecto hall. a) Curva, b) Montaje.

Buscando poseer un sistema de actuación más análogo al del miembro inferior humano, se emplearon dos músculos neumáticos por cada grado de libertad.

Los músculos construidos para este propósito se apoyan en la difundida metodología McKibben (BRL, 2009). Los músculos constan de una tubo de silicon, insertado dentro de una malla flexible, teniendo en un extremo un tapón y en el otro la entrada de aire. En la Figura 6b se observa el músculo neumático elaborado.

Los músculos se sometieron a pruebas que permitieron estimar su capacidad de carga y su tiempo de vida. En la Figura 6a, se muestran las curvas de comportamiento generalizado de los músculos para diferentes presiones de trabajo. Se observa una contracción de alrededor del 25 % en ausencia de carga. Estas curvas son una herramienta para determinar la longitud de los músculos empleados (Ruiz & Aguilar, 2008). Las pruebas de vida útil permitieron observar una utilidad mayor a 500,000 ciclos para un músculo con estos materiales. El diámetro exterior de los músculos es de 25.4mm (1pulgada) sin presión.

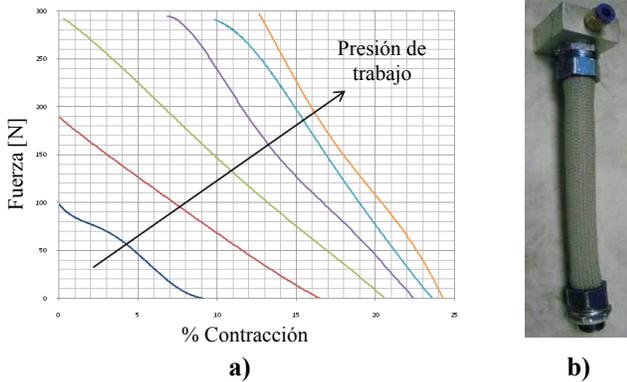


Figura 6. Músculo neumático. a) Curva, b) Elaborado.

V. SISTEMA DE CONTROL

La tarea de control de posición se llevó a cabo mediante un conjunto de electrónica-interfaz. Las funciones del sistema de electrónica se encuentran divididas en dos módulos:

- **Acondicionamiento de señales:** Prepara las señales analógicas de entrada (sensores) y salida (electroválvulas). Las señales de salida corresponden al ajuste de voltaje para el manejo de 4 electroválvulas (lineales) de tipo proporcional.
- **Procesamiento de datos:** Es llevado a cabo mediante un microprocesador PIC (*Peripheral Signal Processor*), con prestaciones de un DSP (*Digital Signal Processor*) de gama baja, llamado comúnmente dsPIC. El manejo de las electroválvulas requirió el empleo de un convertidor digital-analógico (DAC, *Digital-to-analog converter*), con las características adecuadas. El DAC serial seleccionado de 12 bits de resolución, cuenta con 8 canales y un tiempo de establecimiento de $3\mu s$ a $1/2$ LSB (*Least Significant Bit*). Por otra parte, el intercambio de datos entre el

sistema mínimo y la computadora personal (PC, *Personal Computer*), es realizado mediante una interfaz USB, a través de un dispositivo puente UART-USB. En la Figura 7 se muestra un diagrama a bloques del sistema de electrónica. En la Figura 8 se observa la implementación del sistema.

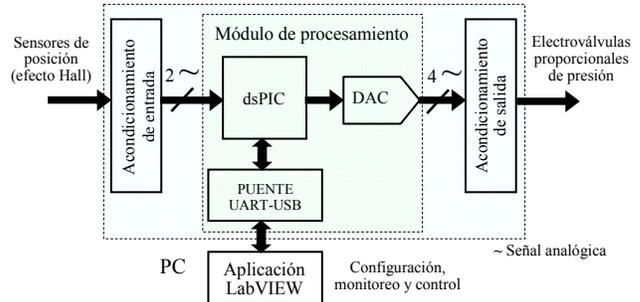


Figura 7. Diagrama a bloques del sistema de electrónica.

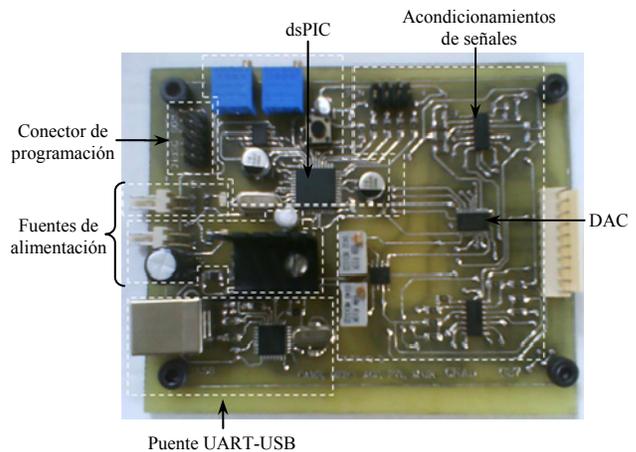


Figura 8. Implementación del sistema de electrónica.

La interfaz desarrollada bajo el paquete comercial LabVIEW, contempla tareas de configuración, monitoreo y control, distribuidas en tres pestañas de trabajo:

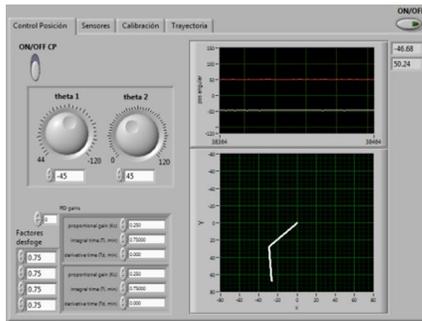
- **Control de posición:** Facilita la tarea de control, en base al uso de un algoritmo de control PID (Proporcional, Integral y Derivativo), proporcionado por el software a través del instrumento virtual PID VI (*Virtual Instrument*). El algoritmo emplea una aproximación trapezoidal de la integral, y una acción derivativa parcial (solo sobre variable del proceso). La ecuación 3 muestra el modelo práctico empleado, donde el error e es la diferencia entre la consigna de control o *setpoint* SP y la variable del proceso PV . El instrumento virtual PID VI utiliza un algoritmo de corrección de la suma integral (*anti-windup*).

$$u(k) = K_c \left[e(k) + \frac{1}{T_i} \sum_{i=1}^k \left[\frac{e(i) - e(i-1)}{2} \right] \Delta t - \frac{T_d}{\Delta t} (PV_f(k) - PV_f(k-1)) \right] \quad (3)$$

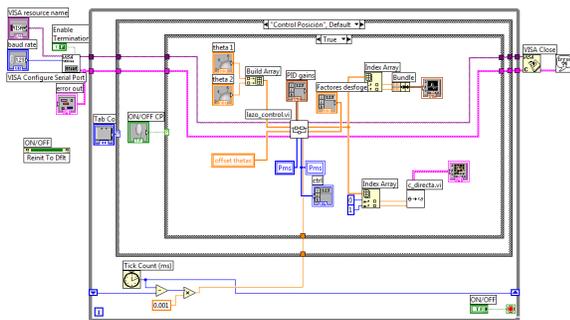
La pestaña permite modificar las consignas de control, las ganancias del controlador y la relación de desfase en los músculos. Este último parámetro es incluido como medio para compensar la histéresis del músculo (diferencia entre

el llenado y desfogue de aire). La pestaña muestra a su vez, la animación del movimiento producido, a través del análisis cinemático del prototipo. En la Figura 9 se muestra la pestaña de control de posición.

- **Sensores:** Permite el monitoreo de las señales provenientes de los sensores (a través del sistema de electrónica). La pestaña cuenta con controles (*offset*) para establecer un punto de referencia del movimiento (ángulos en 0°).
- **Calibración:** Su función es modificar a través del sistema de electrónica, la presión en cada uno de los músculos en el prototipo. A través de esta pestaña, es posible establecer la presión inicial en cada músculo, de forma tal que la precarga de presión, permita una tensión en la banda del sistema de transmisión previo al inicio del movimiento.



a)



b)

Figura 9. Pestaña de control de posición. a) Panel frontal, b) Diagrama a bloques.

En la Figura 10 se ilustra el lazo de control de posición. A cada grado de libertad se le asocia un controlador PID. Cada señal de control modifica a través de las electro-válvulas proporcionales, la presión en los dos músculos asociados a la articulación i ($i=1,..,2$). Así, mientras un músculo desfoga al otro ingresa aire de acorde a la señal de control (complementaria), de modo tal que su acción conjunta permita el movimiento angular deseado.

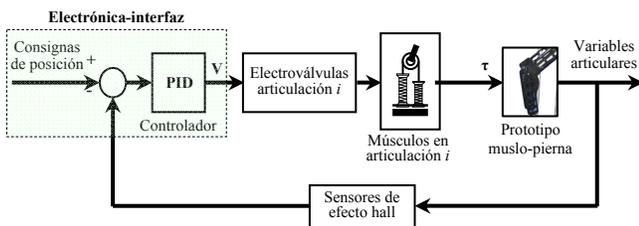


Figura 10. Lazo de control de posición.

VI. PRUEBAS DE MOVIMIENTO

Previo a las pruebas de movimiento, se requirió una precarga de presión en los músculos, otorgando una posición inicial al prototipo. En la Figura 11 se observa el estado inicial de los músculos. La presión de trabajo (6 bars), es delimitada por el voltaje de referencia del DAC en el sistema de electrónica. En la Tabla 1 se muestra la presión estimada en cada músculo.

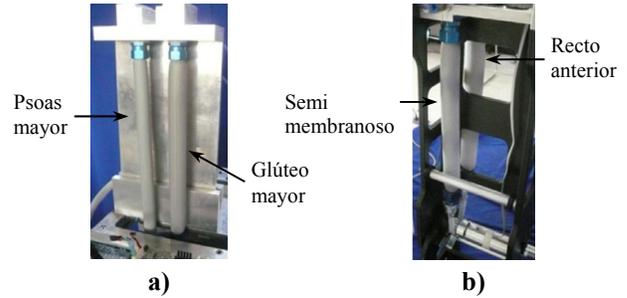


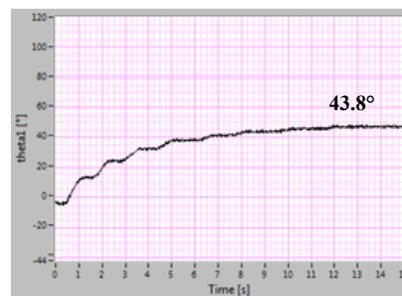
Figura 11. Precarga de músculos. a) Muslo, b) Pierna.

Tabla 1. Presión inicial en los músculos.

Músculo	Presión (Bars)	Músculo	Presión (Bars)
Psoas mayor	0.78	Recto anterior	1.57
Glúteo mayor	2.14	Semi membranoso	1.01

Las pruebas funcionales del prototipo, contemplaron movimientos individuales y combinados de los eslabones muslo y pierna.

En la Figura 12 se muestra los resultados del movimiento de flexión de 0° a 45° del muslo. En la Figura 12a se observa el comportamiento de esta variable articulada, con un tiempo de establecimiento de alrededor de 15s, y un error en estado estable de alrededor de 1.2°.



a)



b)

Figura 12. Movimiento de flexión del muslo de 0° a 45°. a) Gráfico de movimiento, b) Movimiento real.

En la Figura 13 se observa el resultado del movimiento de flexión de la pierna de 0° a -45° cuando el muslo se mantiene a 45°. En la gráfica de la Figura 13a se lee un tiempo de establecimiento de alrededor de 12s, con un error en estado estable de alrededor de 2°. En la Figura 14 se muestra el movimiento de extensión del muslo de 0° hasta -10°. En la Figura 14a se aprecia un tiempo de establecimiento de alrededor de 20s y un error de 1.7°.

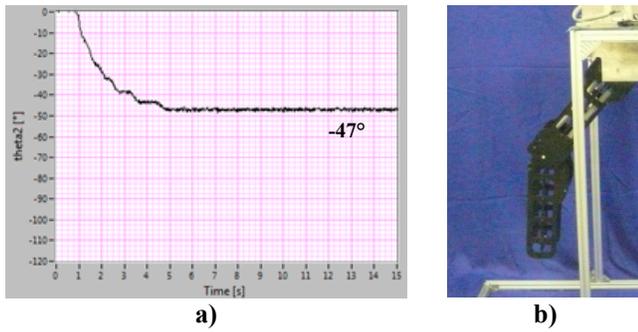


Figura 13. Movimiento de flexión de la pierna de 0° a -45° .
a) Gráfico de movimiento, b) Movimiento real.

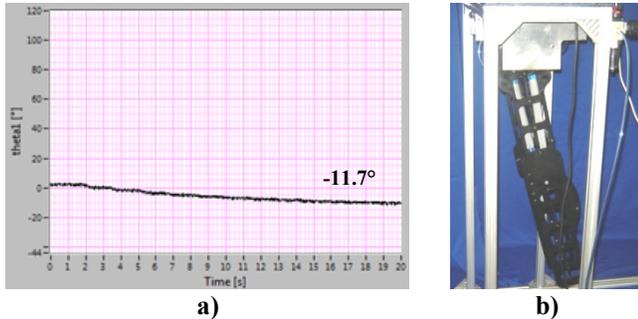


Figura 14. Movimiento de extensión del muslo de 0° a -10° .
a) Gráfico de movimiento, b) Movimiento real.

En la Figura 15, se observa un movimiento combinado del muslo y la pierna de -10° a -60° y de 30° a 0° . En la Figura 15a se aprecian sobrepasos en la variable articulada relacionada con la pierna, sin embargo estos son bien sobrellevados por el controlador. Este comportamiento obedece en primera instancia a la dificultad inherente del control de aire en un actuador neumático no lineal, así como la falta de sensores que permitan estimar las tensiones generadas en la banda del sistema de transmisión. El tiempo de establecimiento del sistema se estima en 15s. El error en estado estable para las variables muslo y pierna se encuentran alrededor de 1.4° y 2° respectivamente.

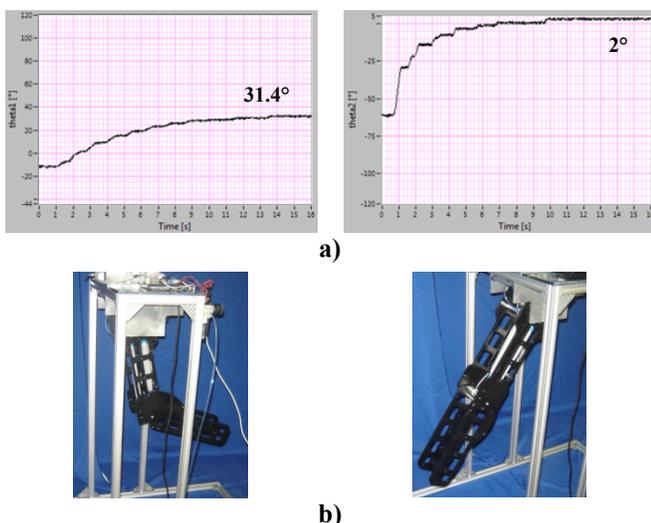


Figura 15. Movimiento de flexo-extensión de -10° a -60° a 30° a 0° . a) Gráficos del movimiento, b) Posición inicial-final.

VII. CONCLUSIONES

De las tareas citadas en este artículo, que llevaron a la construcción y control de un prototipo de muslo-pierna accionado por músculos neumáticos, se pueden mencionar las siguientes aportaciones y sus conclusiones:

- Los músculos construidos, mostraron una contracción máxima de alrededor del 25% en ausencia de carga. La capacidad de carga del músculo sin deformarse se estimó en 300N. El tiempo de vida estimado fue de 500,000 ciclos.
- Las diferencias entre contracciones máximas requeridas por los músculos para inducir los movimientos deseados, llevaron a utilizar músculos de diferentes longitudes.
- El uso de músculos antagonistas, permitió obtener un sistema de actuación más análogo al humano. El empleo de músculos neumáticos como medio de actuación resulta ser adecuado, no obstante al inconveniente del control del aire y la no linealidad presentada.
- La inserción de sensores en los ejes articulados permitió la detección de movimientos, no perceptibles cuando los sensores son ubicados a distancia.
- Las pruebas realizadas sugieren explorar el uso de músculos complementarios para generar los movimientos, tal como sucede en la anatomía humana. Respecto al punto de sujeción de los músculos en el mecanismo, resulta conveniente inspeccionar el empleo de sistemas de transmisión independiente para cada movimiento, pues en la miología los puntos de inserción de los músculos, son diferentes para flexores y extensores.
- El empleo de un software de instrumentación en conjunto con la robustez presentada por el sistema de electrónica, facilitaron la implementación del controlador.
- En relación a la respuesta del controlador PID, los gráficos mostrados hacen notar movimientos suaves, no fácilmente alcanzables en sistemas neumáticos. Como se observa en los tiempos de asentamiento del sistema, estos oscilan alrededor de los 15s, esto obedece a un compromiso entre la rapidez de la respuesta, y la proximidad de la respuesta a los valores deseados. La aplicación de otros algoritmos de control es una alternativa a explorar.
- Las pruebas realizadas permitieron observar una diferencia entre la velocidad de llenado y desfogue de aire en el músculo. Este fenómeno hace suponer una histéresis en el comportamiento del músculo, la cual provoca bajo ciertas condiciones de pruebas, una relajación en las bandas (no medida). Este hecho trae consigo problemas con sobrepasos, tiempos de respuesta prolongados y sobreesfuerzos en el mecanismo. Así, resulta pertinente contemplar la tensión relacionada con las bandas del sistema de transmisión como una variable a controlar.
- La construcción y puesta en marcha del prototipo de muslo-pierna, hace factible vislumbrar el desarrollo posterior de mecanismos neumáticos con fines de rehabilitación.

VIII. AGRADECIMIENTOS

La construcción del prototipo se llevo a cabo en las instalaciones del Centro Nacional de Actualización Docente CNAD, con el apoyo del Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico *Cenidet*. Se agradece al Ing. Víctor Hilario Méndez por las facilidades otorgadas.

REFERENCIAS

- Angulo, J. (2006). *dsPIC Diseño Práctico de Aplicaciones*. McGraw Hill. España.
- Argosy Publishing Inc. (2009). *Argosy Medical Animation*. <http://www.visiblebody.com/>
- Balderrabano M.E., Camacho A., Ibarra M.A., Valenzuela P., & Melendrez C.A. (2009). *Miembro inferior de dos grados de libertad actuados por músculos neumáticos*. Tesis de Especialidad. CNAD. México D.F., México.
- BRL (2008). *McKibben Artificial Muscles Construction*. BioRobotics Laboratory, University of Washington. http://brl.ee.washington.edu/Research_Past/Biologically_Based/Device_01_McKibben/McKibben_Construction.html
- Craig, J. (2006). *Robótica*. Pearson educación. México.
- Kapandji, A. (2001). *Fisiología articular. Esquemas comentados de mecánica humana. Tomo I*. Editorial Médica Panamericana. Madrid, España.
- Maxim Integrated Products (2004). *Buffered, Fast-Settling, Octal, 12/10/8-Bit, Voltage-Output DACs*. Maxim Integrated Products.
- Melexis Microelectronic Integrated Systems (2009). *MLX90316, Rotary Position Sensor IC*. Melexis Microelectronic Systems.
- Microchip Technology Inc. (2008). *dsPIC30F3014/4013 Data sheet*. Microchip.
- Miralles R. Puig M. (1998). *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Masson. España.
- Neumann A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System. Foundations for Physical Rehabilitation*. Mosby Inc. USA.
- NI Co. (2006). *PID Control Toolkit User Manual*. National Instruments Corporation.
- Ruiz, R., & F. Aguilar (2008). *Diseño y construcción de un dedo de cuatro grados de libertad conformado por músculos neumáticos antagonistas*. Tesis de Maestría. Cenidet. Cuernavaca, México.
- Sciavicco, L., & B. Siciliano (2005). *Modelling and Control of Robot Manipulators*. Springer. Great Britain.
- Shadow Robot Company (2008). *Shadow Dexterous Hand C5, Technical Specification*. Shadow Robot Company Ltd. U.K. <http://www.shadowrobot.com>.
- SMC Series VY1 (2008). *A hybrid regulator is created from a regulator and a solenoid valve*. SMC.
- Technische Universität Berlin (2007). *Humanoider Muskelroboter ZAR, Fachgebietes Bionik & Evolutionstechnik der Technischen Universität Berlin, Germany*. <http://www.zar-x.de>

BIOGRAFÍAS



El Ing. **Mario E. Balderrabano Ortega** es ingeniero administrador de sistemas por la Universidad Humanista de las Américas en Monterrey. Tiene una especialidad como programador de computadoras por la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la UANL. Ha realizado una especialidad en ingeniería mecatrónica en el Centro Nacional de Actualización Docente, CNAD. Actualmente es catedrático en la Escuela Industrial y Preparatoria Técnica Pablo Livias y en el Centro de Bachillerato Tecnológico Industrial y de Servicios CBTis 258 de Escobedo.

El Lic. **Alejandro Camacho Pineda** en licenciado en sistemas computacionales por la Universidad de Occidente Campus Guamúchil. Cuenta con una especialista en ingeniería mecatrónica por el Centro Nacional de Actualización Docente, CNAD. Actualmente catedrático en la Universidad Autónoma de Sinaloa, la Universidad de Occidente Campus Guamúchil, la Escuela de Negocios del Pacífico y el CBTis 45 de Guamúchil, Sinaloa.

El Ing. **Marco A. Ibarra Rodríguez** es ingeniero industrial electro-mecánico por el Instituto Tecnológico de Sonora. Cuenta con una especialidad en ingeniería mecatrónica en el área de mecánica por el Centro Nacional de Actualización Docente, CNAD. Actualmente es profesor del área de mecatrónica en el CBTis 43, de Los Mochis, Sinaloa.



El Ing. **Paul Valenzuela López** es ingeniero electromecánico por el Instituto Tecnológico de los Mochis. Cuenta con experiencia laboral en instalaciones eléctricas residenciales y en cargos de supervisión. Tiene una especialidad en ingeniería mecatrónica en el área de mecánica por el Centro Nacional de Actualización Docente, CNAD. Actualmente es profesor en CBTis 43 de Los Mochis.



El Ing. **Carlos A. Melendrez Rivera** es ingeniero en electrónica y comunicaciones por el Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, ITESM, Campus Monterrey. Tiene una especialidad en ingeniería mecatrónica por el Centro Nacional de Actualización Docente, CNAD. Actualmente es profesor en la Universidad TecMilenio y en el CBTis 43 de los Mochis, Sinaloa.



El Mtro. **Francisco Aguilar Acevedo** es ingeniero en electrónica por la Universidad Tecnológica de la Mixteca. Tiene una maestría en ingeniería mecatrónica por el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, CENIDET. Cuenta con experiencia en instrumentación y sistemas embebidos. En la actualidad es docente en la Universidad Tecnológica del Sur del Estado de México, UTSEM.



El Mtro. **Román Ruiz González** es ingeniero físico por la Universidad Autónoma Metropolitana, ha sido profesor universitario, y laborado en el Instituto Mexicano del Petróleo. Tiene una especialidad en ingeniería mecatrónica por el Centro Nacional de Actualización Docente, CNAD, y una maestría en ingeniería mecatrónica por el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, CENIDET. Actualmente labora en el CNAD en el área de ingeniería mecánica.