

Diseño, construcción y control de un dedo conformado por músculos neumáticos

Román Ruiz González, Francisco Aguilar Acevedo, *Marco A. Oliver Salazar, Dariusz Szwedowicz Wasik

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET)
Departamento de Ingeniería Mecatrónica
Cuernavaca, Mor. 62490 México

*Autor para correspondencia: moliver@cenidet.edu.mx

Resumen: Se presenta el diseño, construcción y control de un dedo neumático de cuatro grados de libertad (4 gdl) impulsado por músculos neumáticos en configuración de antagonismo. Se reproducen movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción, como en un dedo de la mano humana. Se presenta el modelado del efector. Se describen la instrumentación, el sistema mecánico, la electrónica y el control del prototipo. Se presenta una serie de pruebas que permiten validar la conveniencia de este efector y su posible uso en actividades de rehabilitación médica.

Palabras clave: Músculos neumáticos, grados de libertad, rótula, sensores de posición, control PID, error en estado estacionario.

I. INTRODUCCIÓN

Uno de los actuadores que actualmente es sujeto de estudio en aplicaciones robóticas, dadas sus prestaciones, es el músculo neumático. El músculo neumático es un actuador mecánico constituido de un tubo interno de caucho que recibe aire a presión. Está recubierto por una malla de fibras trenzadas. Al introducir aire a presión en el tubo, éste se expande en sentido transversal, lo cual provoca en la malla una tensión ortogonal a su superficie, con lo que se obtiene una fuerza de tracción y un movimiento de contracción a lo largo del músculo [4]. Entre las limitantes del músculo neumático está el control de posición del actuador al que está conectado, debido a la dificultad inherente de la compresibilidad del aire y a las no linealidades del propio músculo.

Entre los robots dedicados a aplicaciones no industriales destacan los robots espaciales, militares, agrícolas, y de aplicación médica [1].

Algunos propósitos particulares de los robots dedicados a tareas médicas son el desarrollo de prótesis robóticas, sistemas de ayuda a discapacitados, dispositivos de rehabilitación, entre otros. Sin embargo, los desafíos son aún numerosos. Los sistemas de actuación, las condiciones de operación en espacios reducidos, la viabilidad de la construcción y la similitud con la anatomía humana representan todavía todo un reto. Hoy, la búsqueda de estos sistemas de actuación, ha conducido a la integración de soluciones aplicadas en otras áreas de la ingeniería, tal es el caso de los músculos neumáticos.

En este artículo se presenta el diseño y construcción de un dedo mecánico de 4 grados de libertad actuado por músculos

neumáticos antagonistas, mismos que permiten realizar movimientos de flexión, extensión, aducción y abducción.

En la Sección II se presenta el modelado cinemático y dinámico del efector. La Sección III se refiere al sistema mecánico que conforma al prototipo. En la Sección IV se presenta la instrumentación del efector, denotando el sistema de actuación por músculos neumáticos. En la Sección V se describe el sistema de electrónica que permite el control de los movimientos del efector. En la Sección VI se muestra un conjunto de pruebas que validan el funcionamiento y control del efector. En la Sección VII se presentan una serie de observaciones y las conclusiones de este trabajo.

II. MODELADO CINEMÁTICO Y DINÁMICO

La Figura 1 muestra la representación de los elementos de la cadena cinemática del dedo efector respecto a un sistema de referencia fijo. Empleando la metodología de Denavit-Hartenberg se obtiene la siguiente tabla de parámetros (tabla 1) a partir de la cual se puede obtener la matriz de transformación total (no presentada aquí por razones de espacio).

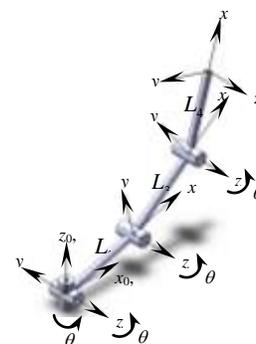


Figura 1. Representación geométrica del efector de 4 GDL.

Tabla 1. Parámetros Denavit-Hartenberg.

Eslabón	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	0	90°	0	θ_1
2	L_2	0	0	θ_2
3	L_3	0	0	θ_3
4	L_4	0	0	θ_4

donde L_i es la longitud del eslabón i , θ_i es el ángulo de la articulación i .

El espacio de trabajo que se obtuvo a partir de la cinemática directa se presenta en la figura 2.

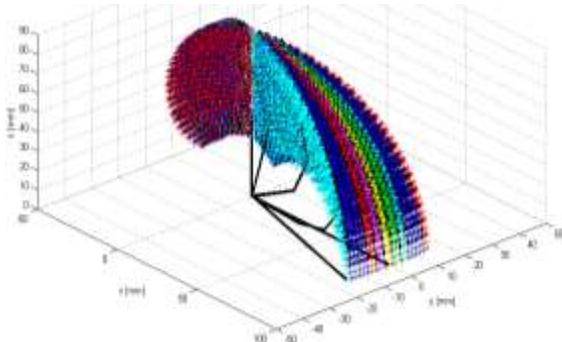


Figura 2. Espacio isométrico de trabajo del efector

La cinemática inversa se obtiene a partir del vector de posición del punto final del efector (p_x, p_y, p_z) y de las propias ecuaciones de la cinemática directa. Aunque las ecuaciones de la cinemática inversa no se presentan aquí debido a su longitud, un análisis de las mismas revela que existen valores de p_x, p_y, p_z (por ejemplo, para $p_x = 0$ y $p_y = 0$), para los que el efector presenta singularidades en el interior de su espacio de trabajo. En este estudio se consideran solo aquellos valores dentro del espacio de trabajo del dedo para los cuales no se presentan singularidades.

Definiendo un valor de θ_1 , el espacio de trabajo del efector se limita a movimientos sobre el plano formado por w y z , y donde w_r es la proyección de r sobre x - y (figura 3). Ahora la solución de la cinemática inversa se centra en la solución de un movimiento planar con 3 gdl cinemáticamente redundante. No obstante si se considera la existencia de al menos un elemento que especifique la orientación del efector es posible buscar una solución de forma cerrada. Dicha solución puede o no ser válida de acuerdo a las consideraciones geométricas hechas y a los rangos establecidos para cada ángulo. De esta manera, la cinemática inversa del efector presenta dos inconvenientes; la singularidad que indefinición θ_1 y la redundancia cinemática del sistema reducido a 3 gdl.

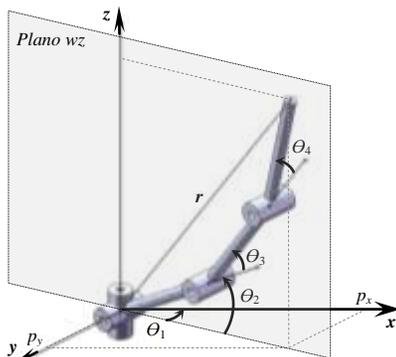


Figura 3. Esquema de movimiento del efector de 4 GDL

Por otro lado se estudió la dinámica para encontrar en forma explícita la relación entre las fuerzas y los movimientos. El desarrollo del modelo dinámico para el dedo de 4 gdl ($n = 4$), se llevó a cabo usando la formulación Euler-Lagrange, de acuerdo al esquema de la figura 4. El modelo excluye la dinámica de los actuadores (músculos neumáticos) y del sistema de transmisión por tensores. La representación general de la dinámica según la formulación Euler-Lagrange es:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (1)$$

donde $M(q)$ es la matriz de inercias, $C(q, \dot{q})$ es la matriz de fuerzas centrífugas y de Coriolis y $g(q)$ es el vector de pares gravitacionales.

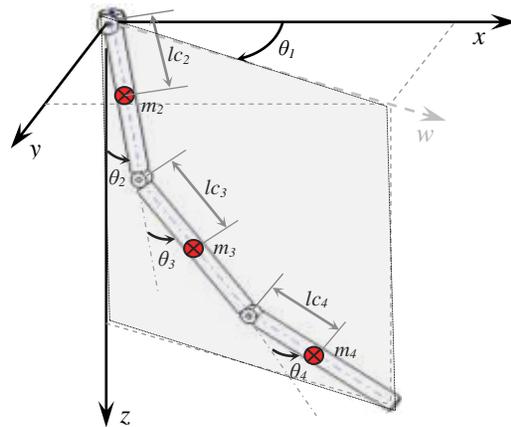


Figura 4. Dedo de 4 gdl.

III. SISTEMA MECÁNICO

El sistema mecánico del dedo efector convierte el movimiento de translación inducido por los músculos neumáticos, en movimientos rotacionales a cada falange. En el diseño mecánico se contemplan las siguientes características:

- Para los movimientos de abducción-aducción y de flexión-extensión de la falange proximal se diseñó un mecanismo basado en una configuración tipo rótula que permita la acción de dos gdl en una sola articulación. Las falanges medial y distal tienen un gdl cada una.
- Se incluyen los sensores de posición en el interior de cada falange, buscando un mayor antropomorfismo.
- El mayor desacoplamiento posible entre falanges del efector, mediante un adecuado enrutamiento de tensores.
- Se diseñaron los elementos móviles de forma que se minimice la fricción entre elementos mecánicos (por ejemplo, rótula de bronce).
- La distribución de músculos es tal que se suprimen obstrucciones y coaliciones entre ellos.

La figura 5 ilustra el ensamblaje de los elementos mecánicos que forman el diseño del efector, usando para ello un paquete de software comercial de CAD (Solidworks). En esta figura no se especifican los elementos mecánicos ni se incluyen las dimensiones para no perder la imagen total del ensamblaje. La información completa se puede encontrar en [9].

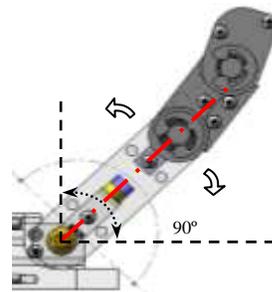
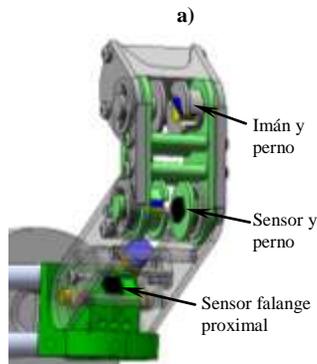
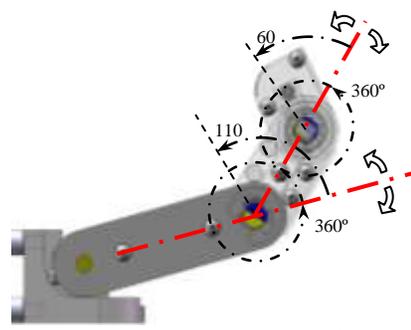
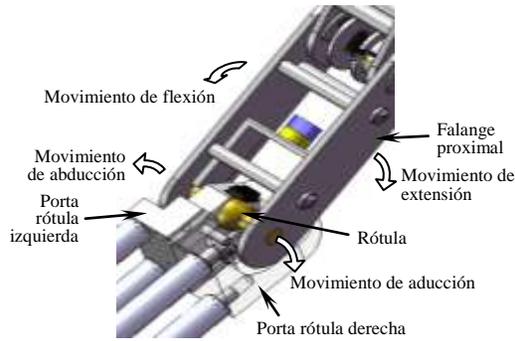


Figura 6. Empleo de sensores. a) Movimiento de falange medial y distal, y sensores. b) Movimiento de falange proximal y sensor

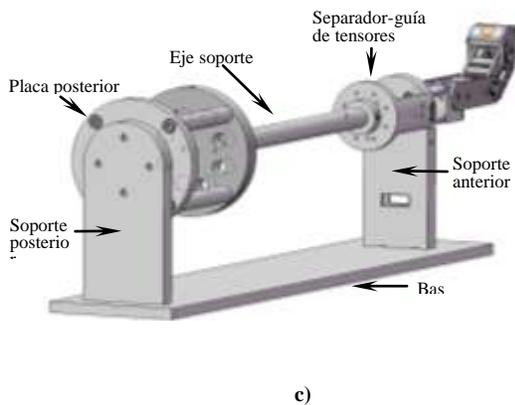


Figura 5. Diseño del efector. a) Mecanismo de rótula, b) Integración de sensores, c) Base del efector.

Primordialmente se usó aluminio 6061 para privilegiar la ligereza del dedo, aparte de ser un material relativamente fácil de maquinar y adquirir. La rótula fue realizada en bronce. La manufactura se llevó a cabo de dos maneras; de forma convencional y asistida por computadora.

IV. INSTRUMENTACIÓN DEL ENSAMBLE

El sensado de posición de cada eslabón se hace mediante sensores de efecto hall [2],[3]. En la Figura 6 se muestra el empleo de dichos sensores.

El sistema de actuación del efector, ésta basado en el uso de dos músculos neumáticos antagonistas (en oposición de movimiento) por cada grado de libertad. La construcción de los músculos empleados está apoyada en la metodología comúnmente divulgada para músculos McKibben [5]. La investigación sobre materiales para la construcción de músculos neumáticos llevó a la selección de una malla de PET (Polietileno Tereftalato) y un tubo flexible fabricado en silicón [7], [6]. La malla utilizada presenta un comportamiento elástico.

Para caracterizar el funcionamiento de los músculos diseñados y construidos se plantearon dos tipos de pruebas, cuyos objetivos fueron conocer la respuesta en fuerza (carga) y la vida útil del músculo, respectivamente.

El procedimiento de la prueba de carga consistió en fijar una presión de alimentación al músculo, para después agregar cargas conocidas (pesos graduados), y observar la contracción presentada por el músculo. La Figura 6 muestra los resultados obtenidos para músculos de 60, 100 y 140 mm. Para cada músculo se denotan un conjunto de curvas las cuales representan variaciones de presión de 1, 2, 3 y 4 bars. Los músculos presentan un comportamiento lineal cuando su carga supera los 5 N y su contracción es mayor al 3%. Estos parámetros permiten definir las condiciones de trabajo más óptimas para el actuador. De la figura se puede observar una similitud importante entre curvas de músculos de diferentes tamaños a una presión particular. Esto permite sugerir un comportamiento general para los músculos en base a su porcentaje de contracción y fuerza generada. Esta curva no solo generaliza el comportamiento de los músculos, sino también representa una herramienta para la selección de un tamaño particular de músculo, en base a una especificación de fuerza, contracción y presión de trabajo. Una expresión que relaciona el tamaño del músculo a partir de la fuerza aplicada,

presión de trabajo y la contracción del músculo (según la Figura 7) es:

$$\text{Tamaño mínimo del músculo} = \frac{15 \text{ mm}}{.09} = 166.66 \text{ mm} \quad (2)$$

Esta relación permitió construir músculos de diferentes tamaños según las especificaciones de operación del dedo efector.

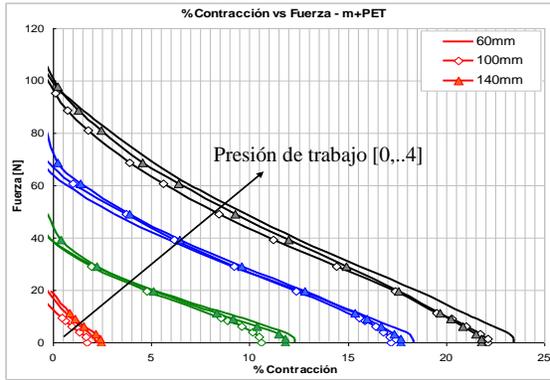


Figura 7. Diagramas de pruebas con carga. Contracción [%] – Fuerza [N].

Por otra parte, las pruebas de vida útil sobre el músculo, permitieron establecer una frontera de trabajo de alrededor del 14% de contracción del músculo, de modo tal que se garantice un promedio de 260,000 ciclos de vida (período de contracción y expansión del músculo).

V. ELECTRÓNICA Y CONTROL

Se desarrolló un sistema mínimo de electrónica que ofreciera portabilidad, conectividad y capacidad para cumplir con el objetivo de control. El sistema de electrónica cubre dos aspectos; el acondicionamiento de señales y el procesamiento e intercambio de datos con una computadora personal (PC, *Personal Computer*). La Figura 8 muestra el subsistema electrónico. La conectividad del sistema de electrónica con una PC, es llevada a cabo a través de una interfaz gráfica de usuario (GUI, *Graphical User Interfaz*) desarrollada con el paquete comercial LabVIEW. La interfaz limita sus tareas a la configuración y monitoreo del sistema de electrónica. En la figura 9 se observa una pestaña de la interfaz desarrollada.

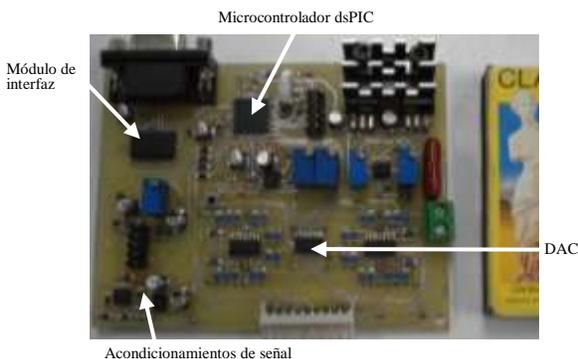


Figura 8. Sistema de electrónica mínimo.

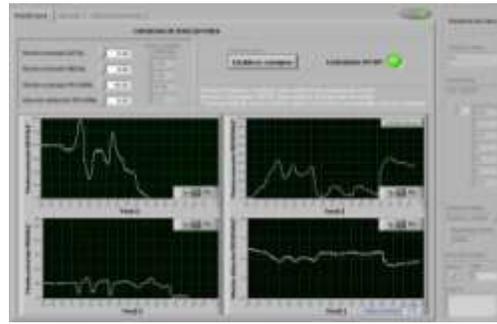


Figura 9. Interfaz de software en LabVIEW.

El control de posición del efector, es realizado mediante controladores PID, uno por cada grado de libertad. Cada señal de control generada es usada para modificar la presión en los dos músculos antagonistas asociados al grado de libertad (o articulación). Es decir, a una señal de control un músculo desfoja mientras el otro ingresa aire en una misma proporción, de modo que su acción conjunta permita el movimiento angular deseado.

VI. PRUEBAS FUNCIONALES

En la Figura 10 se esquematiza las relaciones entre los elementos que conforman al prototipo desarrollado.



Figura 10. Diagrama a bloques del sistema de dedo neumático.

Para un funcionamiento antagonístico de los músculos, se requirió de una precarga inicial de presión en éstos. Esta precarga aporta un carácter de antagonismo a los músculos, haciendo que los tensores asociados a cada uno de los músculos se tensen. Esto evita que los tensores asociados a los músculos queden flojos. Una primera prueba de movimiento consistió en modificar una variable articular a la vez, para observar su comportamiento y efecto sobre las otras. Los gráficos que se observan se obtuvieron mediante la interfaz de usuario generada. En la Figura 11 se muestra el resultado de un movimiento de aducción-abducción de -5° a 8° . La posición inicial del efector es -5° , 0° , 90° y 30° para los movimientos de aducción-abducción y de las falanges proximal, medial y distal, respectivamente. En la Figura 11a se observa el comportamiento de esta variable articulada, el cual presenta un error en estado estable de 0.43° , con un tiempo de establecimiento de alrededor de 1.5 s. Los efectos de este movimiento sobre los demás grados de libertad resultan prácticamente nulos.

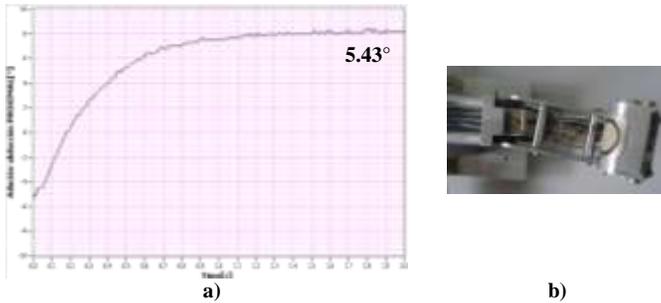


Figura 11. Movimiento de aducción-abducción de 5° a -8°. a) Aducción-abducción, b) Fotográfica del movimiento.

La Figura 12 señala el resultado de un movimiento de flexión-extensión de la falange proximal de 0° a 90°. La posición inicial del efector es 0°, 0°, 30° y 45° para los movimientos de aducción-abducción y de las falanges proximal, medial y distal, respectivamente. En la Figura 12a se denota un error en estado estable de 0.52° y un tiempo de establecimiento de alrededor de 2 s. Como consecuencia de este movimiento, se observaron variaciones en las restantes variables articulares (acoplamiento entre las falanges), las cuales sin embargo, son corregidas por el controlador correspondiente.

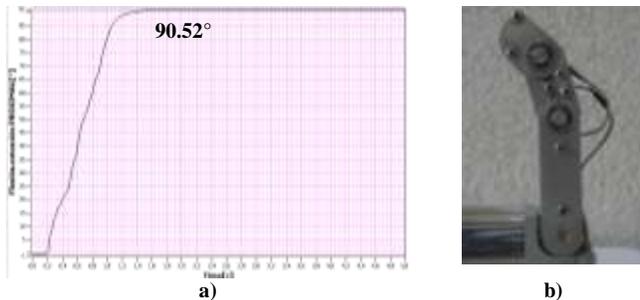


Figura 12. Movimiento de flexión-extensión falange proximal de 0° a 90°. a) Falange proximal, b) Fotográfica del movimiento.

En la Figura 13 se observa el resultado de un movimiento de flexión-extensión de la falange medial de 45° a 90°. La posición inicial del efector es 0°, 45°, 45° y 20° para los movimientos de aducción-abducción y de las falanges proximal, medial y distal, respectivamente. En la Figura 13a se observa el comportamiento de la variable, el cual presenta un error en estado estable de 0.73° y un tiempo de establecimiento de alrededor de 1.6 s. Este movimiento genera una variación angular de la falange distal, que es corregido por el controlador correspondiente. Las restantes variables articulares no mostraron cambios.

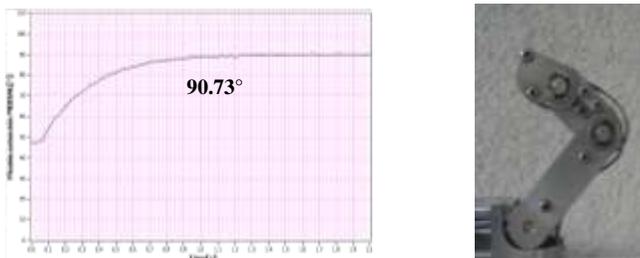


Figura 13. Movimiento de flexión-extensión falange medial de 45° a 90°. a) Falange medial, b) Fotográfica del movimiento.

La Figura 14 muestra los resultados de un movimiento de flexión-extensión de la falange distal de 0° a 50°. La posición

inicial del efector es 0°, 45°, 45° y 0° para los movimientos de aducción-abducción y de las falanges proximal, medial y distal, respectivamente. En la Figura 14a se observa un error en estado estable de 0.91° y un tiempo de establecimiento de alrededor de 1.8 s. Los efectos de este movimiento sobre los demás grados de libertad resultan prácticamente nulos.

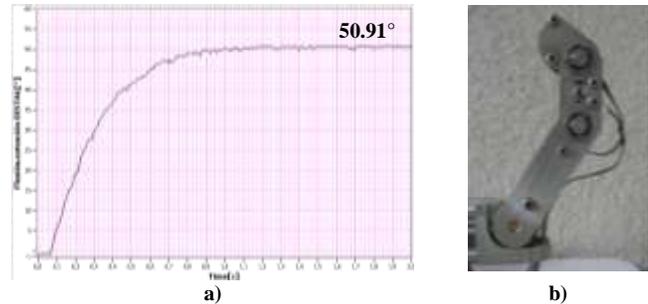


Figura 14. Movimiento de flexión-extensión falange distal de 0° a 60° y de 60° a 0°. a) Falange distal, b) Fotográfica de movimiento.

Se han iniciado trabajos usando este prototipo en actividades de rehabilitación de pacientes que han sufrido pérdida de movilidad en sus extremidades (posiblemente como producto de un traumatismo neuronal). Al prototipo se le acopló un soporte para el apoyo del antebrazo de una persona. Se programó una secuencia de movimientos de falanges según la condición del paciente. De esta forma el prototipo guía los movimientos de la mano del paciente, facilitando así su rehabilitación. La figura 15 presenta esta aplicación.



Figura 15. Uso como sistema de apoyo a rehabilitación.

VII. CONCLUSIONES

Se presentó el diseño, implementación, control y prueba de un prototipo robótico de un dedo de 4 gdl conformado por músculos neumáticos antagonistas. De las tareas realizadas durante el desarrollo del presente trabajo, se pueden mencionar las siguientes aportaciones y conclusiones:

- Se manufacturó un sistema mecánico que cumpliera con las características mecánicas y electrónicas presentadas en las secciones III, IV y V previas. El peso aproximado del prototipo es de 1.5 Kg.
- La implementación de un mecanismo de rótula en la articulación metacarpo-falange, dio como resultado la integración apropiada de los dos grados de libertad asociados a la falange proximal (aducción-abducción y flexión-extensión).
- Se definió un procedimiento versátil para la elaboración de músculos neumáticos, basados en el uso de una malla de PET, un tubo de silicón y conectores comerciales. Los músculos presentaron un comportamiento lineal cuando su carga supera 5N y su contracción es mayor al 3%. Por su parte, las pruebas de vida útil llevaron a observar tiempos

de vida de 260,000 ciclos para una contracción del 14%. El conjunto de estos elementos permitió sugerir límites de trabajo para el músculo. Los resultados de este estudio, facilitaron la selección de la longitud de los músculos más adecuada para el movimiento de las falanges del efector.

- El diseño e implementación del sistema de electrónica sugiere su uso para el desarrollo de futuros algoritmos de control o secuencias de movimiento específicas.
- El uso de dos músculos neumáticos antagonistas por cada gdl bajo el esquema de control descrito, posibilitó la obtención de movimientos suaves y coordinados. Las pruebas de movimiento y carga denotaron un comportamiento apropiado del controlador al cambio de referencia y disturbios, pese a no tratarse de un controlador de tipo multivariable. Obteniendo así, un sistema de actuación más análogo al de la mano humana.
- El uso de este prototipo como un dispositivo para la rehabilitación de una mano, resulta ser una alternativa viable. Para adaptar el dedo robótico a la aplicación de rehabilitación ha sido necesario incluir un adaptador tipo placa que permita accionar al efector con la mano humana y realizar movimientos programables del conjunto. De igual manera, la aplicación de los principios abordados en este desarrollo, a otros dispositivos de rehabilitación o con fines industriales es también factible.

VIII. REFERENCIAS

- [1] Barrientos, Antonio, Peñín, Luís Felipe, Balaguer, Carlos y Aracil, Rafael, "Fundamentos de Robótica", McGraw-Hill, España, 1997.
- [2] Melexis, Microelectronic Integrated Systems: MLX90316, Rotary Position Sensor IC, Data Sheet. Melexis N.V., Rev. 003, April 2007.
- [3] Melexis, Microelectronic Integrated Systems: MLX90333, Triaxis 3D-Joystick Position Sensor, Data Sheet. Melexis N.V., Rev. Preliminary, May 2007.
- [4] Sabater J.M., Azorin J.M., Castillo M, Ñeco R. y Jiménez L.M., "Diseño y control de un sistema de 2 gdl formado por músculos neumáticos en oposición", memorias de las XXV Jornadas de Automática, Universidad de Castilla - La Mancha, España, 2004.
- [5] http://brl.ee.washington.edu/Research_Past/Biologically_Based/Device_01_McKibben/Mckibben_Construction.html, "McKibben Artificial Muscles Construction", BioRobotics Laboratory, University of Washington, February 2008.
- [6] <http://www.barnant.com>, Barnant Company, 2008.
- [7] <http://www.techflex.com>, Techflex Inc., 2006.
- [8] <http://www.tekscan.com>, Tekscan, Inc. 2008.
- [9] Aguilar Acevedo F., Ruíz González R., "Diseño de un Actuador Neumático Emulando Algunos Movimientos de la Mano Humana". Tesis de maestría, CENIDET, 2008.

IX. BIOGRAFIAS



El Ing. **Román Ruiz González** es ingeniero Físico por la Universidad Autónoma Metropolitana, ha sido profesor en la Universidad Regional del Sureste en la Cd. de Oaxaca, y ha laborado en el Instituto Mexicano del Petróleo, tiene una especialidad en Ingeniería Mecatrónica por el Centro Nacional de Actualización Docente (CNAD), ha participado en el concurso de creatividad de institutos tecnológicos (2008). Actualmente labora en el CNAD en el área de ingeniería mecánica, y es candidato al grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica por el CENIDET.



El Ing. **Francisco Aguilar Acevedo** es ingeniero en electrónica por la Universidad Tecnológica de la Mixteca, Cuenta con experiencia laboral en dibujo arquitectónico, mantenimiento de equipo de cómputo, cableado estructurado, e instrumentación electrónica programable. El Ing. Aguilar ha participado en concursos de Minirobótica (2004) y de creatividad de institutos tecnológicos (2008). Actualmente es candidato al grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica por el CENIDET.

El Dr. **Marco Antonio Oliver Salazar** es ingeniero mecánico electricista por la Universidad Anáhuac. Tiene una maestría en control y tecnología de la información por el Departamento de Ingeniería Eléctrica, UMIST, Manchester, Gran Bretaña. Cuenta con un doctorado en Ingeniería de control por el depto. De Control automático e Ingeniería de Sistemas de la Universidad de Sheffield, Gran Bretaña. Ha sido investigador en el instituto de Investigaciones Eléctricas. Actualmente es profesor-Investigador en el CENIDET y profesor de cátedra en el Instituto tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey.

El Dr. **Dariusz Szwedowicz Wasik** es ingeniero mecánico por la Universidad Politécnica de Gdansk en Polonia, donde también realizó estudios de maestría y doctorado en mecánica. Actualmente es profesor investigador en el CENIDET. Cuenta con diversas patentes y publicaciones en diversos congresos y revistas en el área de mecánica. Es miembro de la Academia Nacional de Ciencias, entre otras. Ha sido profesor de cátedra en el Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey y en la Universidad de las Américas.