

# Sistema de Medición de Posición y Fuerza de un Actuador a Músculo Artificial Mecano-Químico, Aplicado a la Robótica

Sergio Díaz Z., Citlalih Y. A. Gutiérrez E., J. Horacio Pacheco S.

Instituto Tecnológico de Toluca  
Av. Tecnológico S/N, Ex-rancho La Virgen, 52140, Estado de México, México.  
sergio\_diazz@yahoo.fr

## RESUMEN

El desarrollo de sistemas donde interactúan la robótica, la informática y la electrónica, ha permitido a los industriales utilizar robots cada vez más maniobrables. Esta evolución ha mejorado la calidad y seguridad requerida en la interacción hombre-máquina. El trabajo descrito en este artículo fue realizado en un laboratorio de robótica Francés expertos en músculos artificiales, esta investigación busca ir más allá de la analogía hombre-robot, tratando de imitar los músculos naturales. Para tal efecto, se desarrolló un sistema de medición automático en tiempo real de la fuerza y posición. Estudiando y caracterizando músculos mecano-químicos, con aplicaciones en la robótica médica.

## 1. INTRODUCCIÓN

La importancia de la metrología radica en que tanto empresarios como consumidores necesitan saber con suficiente exactitud cuál es el contenido exacto de un determinado producto. En este sentido, las empresas deben contar con buenos instrumentos de medición (balanzas, termómetros, reglas, pesas, etc.) para obtener medidas confiables y garantizar buenos resultados en el proceso de fabricación de un producto. Hoy en día en la investigación es muy importante, contar con un equipo o un sistema de medición confiable garantizando que los resultados sean correctos para la obtención de prototipos o productos comerciales (prótesis, brazos de robot industriales, etc), más tratándose de aplicaciones en la medicina o en la industrial, donde las pérdidas pueden ser cuantiosas en material y dinero o incluso la salud del humano.

El trabajo descrito en este artículo, fue desarrollado en el laboratorio de Robótica del INSA (Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas) de Toulouse Francia, con 25 años de experiencia en músculos artificiales neumáticos, basados en el modelo de McKibben, esta investigación fue mas allá de la analogía tradicional hombre-robot, tratando de imitar los músculos naturales, estudiando y caracterizando los músculos artificiales mecano-químicos. Para tal efecto fue necesario desarrollar un sistema de medición automático en tiempo real de la fuerza y posición, este sistema ha permitido obtener valores confiables de ambas magnitudes, las cuales son de vital importancia para la fabricación de músculos artificiales que en un futuro sus aplicaciones serán enfocadas principalmente a la robótica médica. Es por eso que la calibración del sistema y de los sensores de las magnitudes antes mencionadas fue

realizada con la supervisión de personal del Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas de Toulouse.

El contenido de este artículo está dividido de la siguiente manera: calibración de los sensores de fuerza y posición mediante el método de repetición, construcción del prototipo de experimentos, desarrollo del sistema de medición, resultados de las pruebas isométricas e isotónicas para la caracterización del músculo mecano-químico y finalmente se detallan las conclusiones.

## 2. SISTEMA DE MEDICIÓN

El sistema de medición utilizado para la caracterización de los músculos artificiales mecano-químicos esta constituido de: un sitio experimental, un sistema de adquisición de datos (tarjeta de adquisición, PC y software) y sensores, como se muestra en la Fig. 1.



Fig. 1. Sitio Experimental.

A continuación se hace una descripción del sistema utilizado.



Fig. 2. Sistema de control.

**2.1. Sitio Experimental**

En la Fig. 3 se puede apreciar el sistema experimental. El músculo artificial mecano-químico (con una entrada y una salida en sus extremos para el paso de productos químicos) de un extremo está sujeto a una estructura fija, del otro se encuentra una cadena que pasa a través de un piñón y en su eje se ubica un sensor óptico incremental, al final de la cadena un sensor de fuerza, el cual es sujetado por un tensor o una masa (kilogramos o gramos). Todo este sistema es controlado por un ordenador que a través de un programa realizado en XPCTARGET (una herramienta de Matlab) [1], por medio de una tarjeta de adquisición de datos, se manipula una bomba peristáltica y una servo-válvula controlando la circulación de los productos químicos a través del músculo, así como el registro de las magnitudes de interés (fuerza y posición) para posteriormente ser manipuladas.

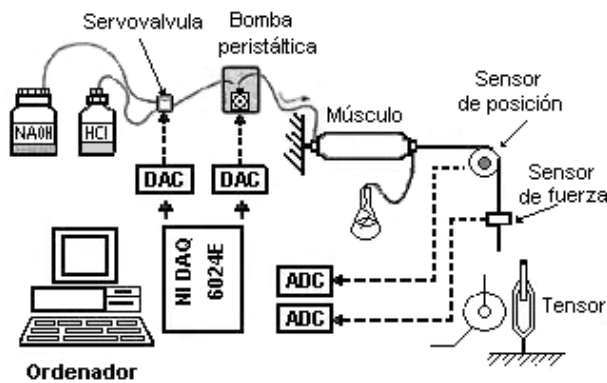


Fig. 3. Sitio experimental para las pruebas de contracción isométrica e isotónica.

Cuando el NAOH (hidróxido de sodio) pasa a través del músculo mecano-químico este se contrae ejerciendo una fuerza longitudinal. Cuando circula el HCL (ácido clorhídrico) el músculo se relaja volviendo a su posición original [2].

El músculo artificial mecano-químico (ver Fig. 4), es un dispositivo construido de un tubo de caucho cubierto de una trenza textil (comúnmente de Nylon) de doble hélice y en el interior de la cámara del caucho esta rellena de una resina intercambiadora de iones que al paso de productos químicos (NAOH o HCL) con una concentración de 1 mol/l a 0,01 mol/l, el músculo se contrae o se relaja dependiendo de la solución química [3].

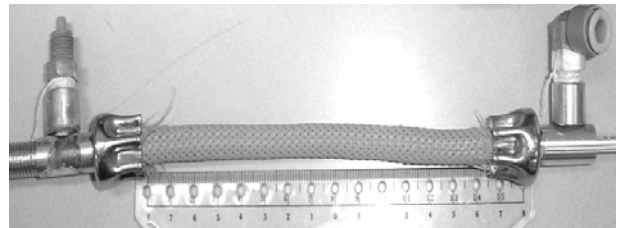


Fig. 4. Músculo mecano-químico.

**2.2. Calibración del Sensor de Fuerza**

El sensor de fuerza utilizado fue el 31E01KN0/7475-01, distribuido por SENSOTEC, se trata de una Transductor de fuerza que permite realizar medidas en tensión-compresión hasta de 1kN. Este sensor fue calibrado para obtener directamente la fuerza desarrollada por el músculo [4].

Tabla 1. Valores del sensor de fuerza.

Masa (g)	Tensión (mv)	Fuerza (N)
0	-4.70E-3	0.0
100	-2.20E-3	1.0
150	-1.00E-3	1.5
190	0.00E+0	1.9
400	4.70E-3	3.9
500	7.10E-3	4.9
690	9.20E-3	6.8
800	1.40E-2	7.8
900	1.63E-2	8.8
1000	1.88E-2	9.8
1400	2.84E-2	13.7
1500	3.05E-2	14.7

El certificado de calibración proporcionado por el fabricante indica una tensión de salida bajo condición nominal de  $1,849\ 3\ mV.V^{-1}$ . Eso significa que para una tensión de alimentación de 10 V, el sensor proporciona una tensión de salida de 18,493 mV para su condición nominal. Conociendo la tensión de salida al vacío (medida), se puede determinar la ecuación de calibración:

$$F = 431,164\ 6\ Vs + 2,026\ 5. \quad (1)$$

Utilizando el método de repetición se realizó la adquisición de los valores del sensor de fuerza, que son presentados en la Tabla 1.

Una vez obtenido estos valores se trazó la curva mostrada en la Fig. 5, y utilizando mínimos cuadrados se obtuvo la ecuación de calibración:

$$F = 418,25 V_s + 2,0167 \quad (2)$$

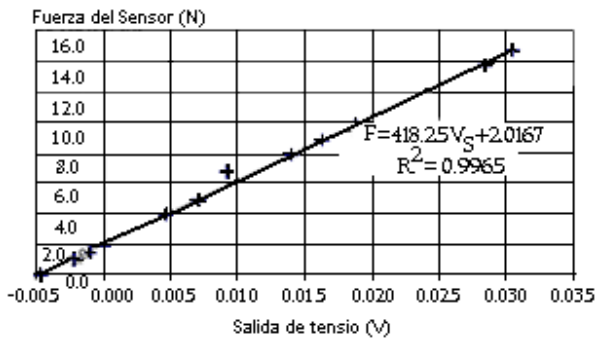


Fig. 5. Curva de calibración del sensor de fuerza.

La diferencia relativa entre los coeficientes directores de las Ecs. (1) y (2) es 3 %, y para la ordenada al origen es del 0,4 %.

**2.3 Calibración del Sensor de Posición**

El sensor de posición utilizado, es un dispositivo óptico incremental MINIROD421 de HEIDENHAIN, con tres pistas y 3 600 líneas en cada una. Este tipo de sensor está formado por una fuente de luz (a menudo un L.E.D.), de un disco circular en vidrio o en acero cubierto de uno o más pistas concéntricas, y de un receptor optoelectrónico (un fotodiodo) [5].

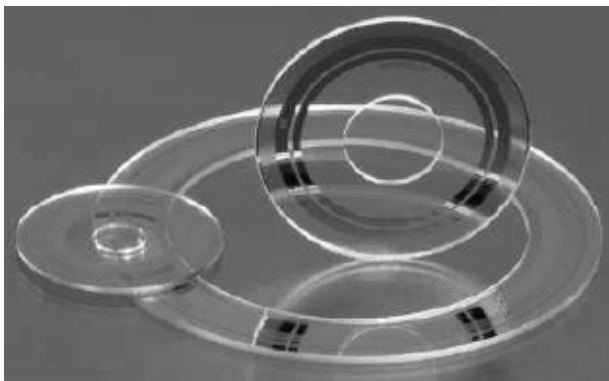


Fig. 6. Disco del sensor rotatorio incremental.

En un movimiento, el L.E.D. (por las siglas en inglés para *Light-Emitting Diode*), incide una luz

permanentemente en el disco, proporcionando la energía necesaria para el fotodiodo, ésta transforma la energía luminosa en energía eléctrica.

Entre el diodo y el fotodiodo, se encuentra el disco, y las pistas sirven de obturador. Cuando se presenta una división translúcida, la luz pasa, el fotodiodo produce una tensión. Al contrario, cuando presenta una división opaca, la luz no pasa, por lo tanto el diodo no conduce.

El sensor proporciona a la salida de cada fotodiodo (y en consecuencia de cada pista), una tensión compatible T.T.L (por las siglas en inglés para *Transistor-Transistor Logic*) o C.M.O.S (por las siglas en inglés para *Complementary metal-oxide-semiconductor*).

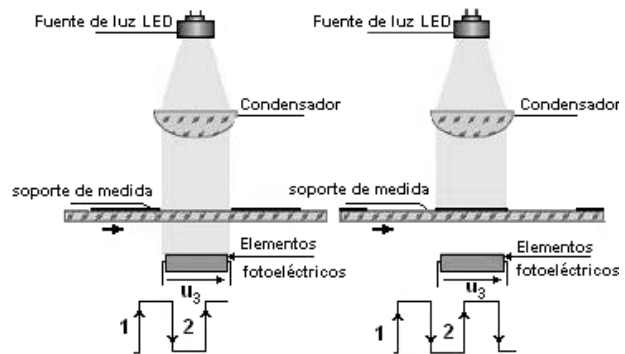


Fig. 7. Principio del funcionamiento del sensor incremental.

El sensor utilizado posee un disco a tres pistas. La primera determina la posición angular. Al contar el número de incrementos, se conoce la variación angular de la posición. La segunda pista determina el sentido de rotación del movimiento. Donde las divisiones están desplazadas en una media división. Las señales de salida (T.T.L) están desfasadas de  $\pm 90^\circ$  en las dos primeras pistas. En este sensor un desfase positivo entre la señal 1 y la señal 2 indica un desplazamiento de la izquierda hacia la derecha (rotación levógiro), correspondiendo a una prolongación del músculo: relajación. Un desfase negativo indica pues un desplazamiento de la derecha hacia la izquierda (rotación dextrógiro), correspondiendo a un acortamiento del músculo: contracción.

La tercera pista es un contador e indica cuando ha dado una vuelta completa. Esta pista muestra un "cero" en la medición cuando sobrepasa una vuelta del codificador. Gracias a un piñón, la distancia

máxima que se puede medir aproximadamente es de 15 cm en una vuelta. Como el músculo mecano-químico de acuerdo a su característica no puede contraerse más de 1 cm, esta pista no se utilizó.

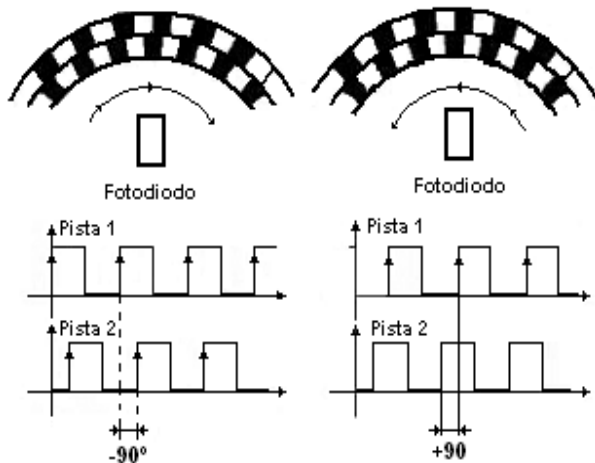


Fig. 8. Esquema del uso de las pistas para determinar el sentido de rotación.

Para el acoplamiento de los sensores con el ordenador se utilizó una tarjeta multifunciones National Instruments DAQ 6024 E1 [6]. Uno de los problemas que se enfrentó al momento de conectar el sensor de posición fue que tanto la tarjeta de adquisición de datos como la herramienta xpctarget no contaban con la adaptación para este tipo de sensor. Por lo que se diseñó un modulo en Simulink del mismo software antes mencionado (Matlab®). En la conexión del sensor se implementó la configuración mostrada en la Fig. 9 y un contador de 12 bits disponible en la herramienta simulink.

Para determinar el sentido de rotación, se utilizaron bloques condicionales (sobre el estado de las dos salidas), para el conteo ascendente o para decremento del contador.

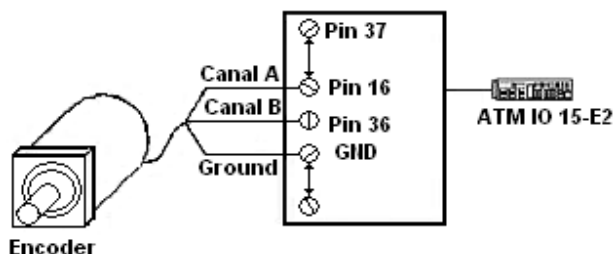


Fig. 9. Conexión del sensor de posición con la tarjeta DAC6024E [7]

A partir del cronograma de las señales de salida del sensor se desarrolló un algoritmo, que tiene como función determinar el estado de las señales de salida, exactamente después de un frente ascendente de la señal 1. Si las dos señales están en el estado alto (nivel lógico "1"), el contador debe decrementar; por el contrario, si la señal 1 está en el estado alto (nivel lógico "1") y la señal 2 en el estado bajo (nivel lógico "0"), el contador debe contar en forma ascendente.

Gracias a un detector de frente de subida sobre la pista 1, autoriza o no el paso a la siguiente condición. Al utilizar una puerta lógica AND, se obtiene un "1" lógico (en el primer caso), o un "0" lógico (en el segundo caso). Al conectar la salida de esta puerta a la entrada de un bloque condicional (if... else), se determina si el contador debe contar o decrementar.

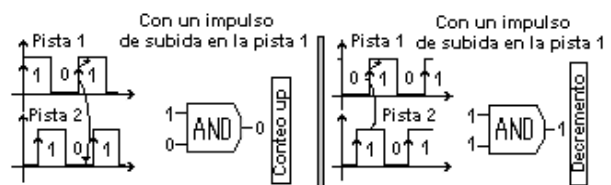


Fig. 10. Principio de determinación del sentido de rotación utilizando puertas lógicas AND.

Una vez diseñado y construido el bloque de conteo ascendente y descendente, se realizaron pruebas para verificar si funcionaba y se obtenía la posición correcta, para esto se utilizó una regla patrón.

Se puso en marcha el sistema y se movió la cadena para medir la posición con la regla y se comparó con el valor del ordenador, pudiendo constatar que el valor del ordenador era casi perfecto, a simple vista no se apreciaba ningún error, además como se cuenta con otro sistema que utiliza el mismo sensor pero con otro tipo de tarjeta de adquisición de datos obsoleta pero calibrado, se comprobó que los valores que entrega son los mismos.

Cabe hacer mención que el acondicionamiento que se realizó con este sensor no fue nada fácil debido a la incompatibilidad de la tecnología al adaptar el sensor al software. Sin embargo como aportación se obtuvo un nuevo bloque en xpctarget que podrá ser utilizado por otros usuarios.

Una vez calibrados los sensores y todo el sistema, se realizaron las primeras pruebas para la caracterización del músculo mecano-químico,

efectuando experimentos de esfuerzo isométrico e isotónico. A continuación se detallan los resultados obtenidos.

**3. RESULTADOS**

Los músculos mecano-químicos fueron sometidos a pruebas isométricas e isotónicas con la ayuda del sitio experimental construido en este laboratorio. Por espacio solo se presenta algunos resultados de las pruebas isométricas e isotónicas.

**3.1. Contracción Isométrica**

En las mediciones isométricas, la longitud (deformación) del músculo es constante ( $L_0$ = longitud inicial) y el cambio de la fuerza es medida durante la circulación de las diferentes soluciones químicas [2].

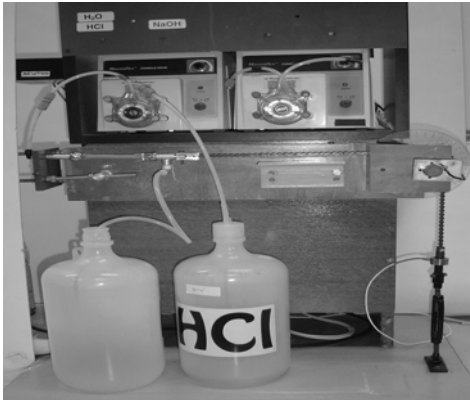


Fig. 11. Sistema en contracción isométrica.

El objetivo de este estudio es determinar el mejor flujo de circulación de la solución para obtener la fuerza máxima que pueda ejercer el músculo mecano-químico. Este estudio se verificó a diferentes concentraciones de NaOH y HCl (0,1 mol/l y 0,05 mol/l). Para determinar el flujo óptimo, fue necesario desarrollar una fuerza máxima satisfactoria, con un tiempo de respuesta reducido, y utilizando la mínima cantidad de solución.

La Fig. 12 agrupa las distintas curvas relativas a la evolución de la fuerza en función del tiempo con la circulación de una solución de NaOH a 0,1 mol/l a diferente valor de flujo.

Estas pruebas se realizaron utilizando el método de repetición para verificar el buen funcionamiento del sistema evitando lecturas erróneas, además de obtener el valor de 7.7 l/min como la velocidad

óptima de la bomba peristáltica, para que el músculo ejerza su fuerza máxima (110N).

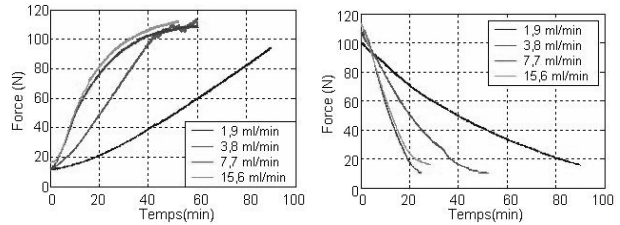


Fig. 12. Gráficas originales del sistema de adquisición de datos. Músculo en contracción isométrica.

**3.2. Contracción Isotónica**

En las pruebas isotónicas, una fuerza constante (relativa a una masa conocida) se aplicó al músculo y su desplazamiento fue medido durante la circulación de diferentes soluciones químicas (NaOH o HCl) [2].



Fig. 13. Sistema en contracción isotónica.

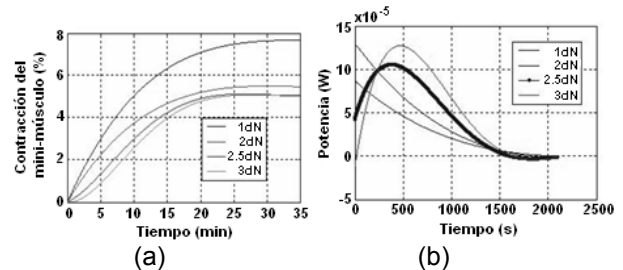


Fig. 14. Gráficas originales del sistema. a) Curva de contracción del músculo a diferentes cargas al momento de la circulación de NaOH, b) Curva de la potencia desarrollada por el músculo.

La Fig. 14 muestra la evolución de las curvas de desplazamiento (contracción) del músculo en función del tiempo a diferentes cargas desde 1kg a 3 kg, al momento de la circulación del NaOH con

una concentración de 0.1mol/l con un flujo de 7.7 ml/min, como se puede apreciar en las gráficas el músculo se contrajo desde un 5 % a un 8 % de su tamaño según el peso de la carga. Los resultados en la caracterización de las magnitudes de interés (fuerza y posición) fueron satisfactorios, debido a que entrega datos que corresponden a los esperados según las características del modelo del músculo mecano-químico de McKibben.

## 5. CONCLUSIONES

Se puede concluir que el sistema desarrollado para llevar a cabo las pruebas de contracciones isométricas e isotónicas, es confiable debido a que los valores obtenidos fueron evaluados por personal del Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas de Toulouse, además se compararon con un sistema similar existente en el laboratorio para la caracterización de músculos neumáticos y los valores fueron muy cercanos con errores dentro de la norma que se especifica en los dispositivos instalados (sensores).

Las pruebas realizadas a los músculos mecano-químicos, entregaron resultados muy similares a los movimientos de los músculos naturales, y se cumplió con el primer objetivo planteado por el personal laboratorio, que era reducir la concentración de las soluciones químicas, que en un principio era de de 1mol/l, llegando a funcionar el músculo con soluciones de concentración de hasta 0.01 mol/l desarrollando una fuerza y una potencia suficiente (de hasta 60 N en promedio y una potencia entre 0,01 mW a 0,15 mW) para aplicaciones médicas que en un futuro se llevarán a cabo. Sin embargo queda pendiente hacer estudios que permitan bajar aun más los valores en la concentración, con la finalidad de que estos músculos puedan ser implantados en el cuerpo humano.

Esta investigación ha permitido servir de base para el diseño y desarrollo de nuevos prototipos de músculos artificiales mecano-químicos utilizando nuevos productos tal es el caso del hidrogel, con el propósito de mejorar el tiempo de respuesta y reducir la concentración de las soluciones químicas (NaOH y HCL), similares a los que produce el cuerpo humano. Lo que amplía el campo de aplicación en el estudio de nuevos prototipos para uso médico.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al profesor investigador B. Tondu por hacernos partícipes en el desarrollo de este sistema como parte del proyecto OSMOTOR que tiene a su cargo, así como al Instituto Nacional de Ciencias Aplicadas de Toulouse por la disponibilidad de sus instalaciones para llevar a cabo este trabajo.

## REFERENCIAS

- [1] The mathworks: Data acquisition toolbox 2.8 acquires and sends out data from plug-in data acquisition boards, 2005.
- [2] Diaz Zagal S. & Tonud B. Control system of artificial chemico-mechanical muscle. Medical robotics application, 15<sup>th</sup> International conference on computing, 2006, CIC'2006, México, D.F.
- [3] C. P. Chou, B. Hannaford, Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscle, Vol. 12, No.1, 1996, pp. 90-102.
- [4] Capteurs de force et de couple pour la surveillance des processus dans la fabrication, les techniques de montage et de contrôle, 2005.
- [5] Heidenhain, Mounting and operating Instructions. MiniROD 421 Incremental Rotary Sensor, Capteur de position 2005.
- [6] Application Note 084. Using Quadrature Encoders with E series DAQ Boards, 1996.
- [7] PCI Series Register-Level Programmer Manual Multifunction I/O Boards for PCI Bus Computers. 1998.