

# CARACTERIZACIÓN DEL CICLO DE VIDA DE MÚSCULOS ARTIFICIALES MEDIANTE VISIÓN ESTEREOSCÓPICA Y SNAKES

Rafael Verdú Monedero

Dept. Tecnologías de la Información y Comunicaciones  
Universidad Politécnica de Cartagena  
e-mail: rafael.verdu@upct.es

Rafael Berenguer Vidal

Dept. Ciencias Politécnicas  
Universidad Católica de Murcia  
e-mail: rberenguer@pdi.ucam.edu

**Abstract**—Artificial muscles are formed by attaching a conducting polymeric film to a non-conducting one. The flow of an electric current produces a macroscopic bending movement on the muscle. A good characterization of both, motion rate and energy of curvature, is required for improving the efficiency of these devices. In this paper, a two-cam stereo vision system is proposed to acquire and process the image sequence and a 3D *snake* for tracking the muscle. From the curve given by the *snake*, mechanical parameters of the artificial muscle can be estimated. The movements along the life cycle of the muscle can be compared with the energy consumed in each cycle. This is necessary for determining the span life of these devices in applications where they work as actuators. Results prove the validity of this approach.

## I. INTRODUCCIÓN

Los músculos artificiales basados en polímeros conductores se han desarrollado y estudiado desde 1992 [1], [2], [3]. El interés se centra en la capacidad de imitar los procesos de los músculos naturales: al aplicar una corriente eléctrica en el músculo en un medio electrolítico, el extremo libre del músculo se dobla describiendo un movimiento angular macroscópico.

El movimiento de estos dispositivos está basado en cambios de volumen del polímero conductor asociados a los procesos de oxidación y reducción. Por otro lado, el movimiento angular está causado por el gradiente de tensión dentro del dispositivo debido a los cambios de volumen la capa delgada de conductor polimérico.

El método utilizado para estudiar las propiedades mecánicas, como la velocidad de movimiento o la energía de curvatura, está basado en un sistema de visión y una *snake* 3D para modelar el contorno del músculo diseñada e implementada en el dominio de la frecuencia [4]. En [5] se utiliza un sistema 2D con una cámara para proporcionar los parámetros relevantes del movimiento, que debía ser perpendicular al sistema de observación. Para superar esta limitación, en [6] se utiliza un sistema de visión con dos cámaras para modelar el músculo en dos planos perpendiculares y conseguir así resultados más precisos e independientes de la situación de la cámara respecto al movimiento del músculo.

Este artículo muestra una nueva aproximación en el método de análisis al utilizar una *snake* 3D formulada en la frecuencia. La evolución de la eficiencia del movimiento para ciclos sucesivos puede caracterizarse por los parámetros mencionados a lo largo del ciclo de vida del músculo.

El artículo está estructurado de la siguiente manera: en la sección II después de describir el sistema de visión se presenta la formulación basada en la frecuencia de los contornos activos paramétricos 3D. A continuación se explican los parámetros de interés de los músculos artificiales. La sección III muestra los resultados experimentales obtenidos en el estudio y discute su relevancia. Finalmente, en la sección IV se presentan las conclusiones y líneas de investigación.

## II. CARACTERIZACIÓN 3D

### A. Sistema de visión estereoscópica

La arquitectura del sistema utilizado para modelar el músculo está compuesto por dos cámaras de vídeo conectadas a una estación de trabajo. Las cámaras están situadas ortogonalmente en el plano XY enfrente del músculo, siguiendo el esquema de la figura 1. El sistema controla y maneja la posición de las cámaras, realiza la adquisición de imágenes y procesado, y finalmente, proporciona los parámetros requeridos.

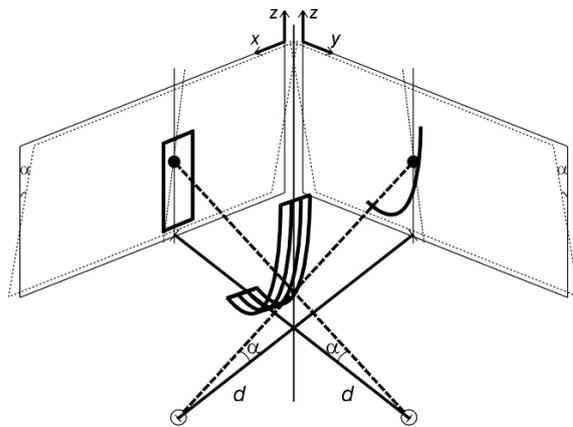


Fig. 1. Situación de las cámaras y músculo, y sus proyecciones.

El método consta de dos fases. En la primera, la adquisición de las imágenes estéreo se realiza mediante una tarjeta de adquisición multicanal. Esto es seguido por un proceso de segmentación de las imágenes con un algoritmo basado en competición de regiones [7]. El objeto resultante en cada imagen es refinado mediante filtrado morfológico y estas operaciones producen una fina curva 2D que define la proyección del músculo y proporciona las fuerzas externas en el algoritmo posterior. La segunda fase incluye el seguimiento del músculo por medio de un contorno activo 3D y la extracción de los parámetros derivados de la curva.

### B. Ajuste del contorno mediante una snake 3D

La capa polimérica experimenta un movimiento de torsión que, aunque no es complejo, es claramente no rígido (véase la figura 2). A pesar de la popularidad de los métodos de combinación de bloques (block-matching) para estimar la correspondencia espacial entre pares de imágenes, la tarea de seguir movimiento no rígido es llevada a cabo de forma más eficaz con modelos deformables [8]. En la aproximación 3D presentada en este artículo, el seguimiento del músculo es realizado a partir de múltiples proyecciones y un único contorno activo 3D.

Se han añadido ajustes adicionales al algoritmo de los contornos activos para considerar los aspectos mecánicos específicos del músculo. Dado que la tira polimérica sufre una torsión sin estirarse ni encogerse, la longitud del contorno activo es forzada a permanecer constante a lo largo del tiempo. El extremo superior del músculo mantiene su posición constante al estar sujeto y, por ello, el primer nodo del contorno activo se mantiene fijo a lo largo del proceso de estimación del movimiento del músculo.

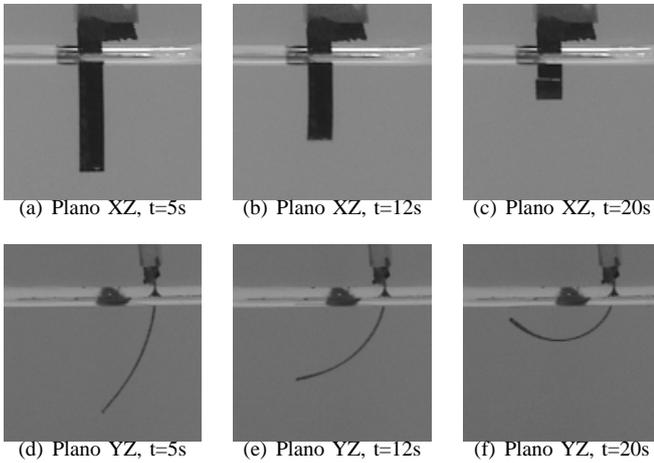


Fig. 2. Proyecciones en los planos XZ y YZ del movimiento del músculo.

Dado que el contorno activo depende de las proyecciones del músculo, surge un problema cuando el movimiento de torsión de éste alcanza  $90^\circ$ . En esta situación, el extremo inferior del contorno activo estaría atraído por el extremo inferior de la proyección en lugar del extremo inferior del músculo. Para solventar este problema de oclusión y mejorar

la precisión en la estimación de la curva, después de cada iteración, las fuerzas externas de la componente  $z$  se ponderan a partir de ambas proyecciones. Se han probado diferentes algoritmos para detectar y dar prioridad a la proyección de la coordenada  $z$  donde no se produce solapamiento.

### C. Formulación frecuencial de contornos activos 3D abiertos

Un contorno activo o *snake* [9] es una curva paramétrica 3D variante en el tiempo

$$\mathbf{v} = v(s, t) = (x(s, t), y(s, t), z(s, t))$$

cuya forma está gobernada por el siguiente funcional

$$E(\mathbf{v}) = S(\mathbf{v}) + P(\mathbf{v}). \quad (1)$$

La energía interna de deformación,  $S(\mathbf{v})$ , se define como

$$S(\mathbf{v}) = \frac{1}{2} \int_0^L \alpha(s) \left| \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} \right|^2 ds. \quad (2)$$

El término de energía externa  $P(\mathbf{v})$  comprende el efecto de las fuerzas externas como el gradiente de la imagen o las fuerzas internas no lineales como las que mantienen constante la longitud del contorno. Para una implementación práctica, el contorno  $\mathbf{v}$  se divide en elementos, que se construyen mediante una función de forma  $f(s)$  y un vector con los parámetros de la función de forma  $\mathbf{u}(t)$ ,  $v(s, t) = f(s) * \mathbf{u}(t)$ , donde  $*$  denota convolución lineal en el dominio  $s$ .

Utilizando la regla de Parseval, la ecuación (2) puede expresarse en el dominio de la frecuencia y puede trasladarse a un escenario discreto tanto en el dominio espacial como frecuencial [4],

$$S = \frac{1}{2N} \sum_{k=0}^{N-1} |U(\omega)|^2 |K(\omega)| \Big|_{\Omega=k\frac{2\pi}{L}}, \quad (3)$$

donde  $U(\omega)$  es la transformada de Fourier de  $\mathbf{u}(t)$  y  $K(\omega)$  es el espectro frecuencial de rigidez:

$$K(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (\alpha |\Omega|^2 + \beta |\Omega|^4) |\mathcal{F}(\Omega)|^2 \Big|_{\Omega=\omega-2\pi k}. \quad (4)$$

Así, tomando derivadas en (3) respecto cada uno de los  $N$  valores relevantes de  $U(\omega)$ , obtenemos las ecuaciones de movimiento de Lagrange para un contorno activo formulado en el dominio de la frecuencia

$$M \frac{\partial^2 U(\omega, t)}{\partial t^2} + C \frac{\partial U(\omega, t)}{\partial t} + U(\omega, t) K(\omega) = G(\omega), \quad (5)$$

donde  $M$  y  $C$  son los parámetros de masa y amortiguamiento del sistema de segundo orden de ecuaciones diferenciales formuladas en el dominio espacial, y  $G(\omega)$  es la transformada de Fourier de las fuerzas externas. La implementación de (5) es factible asumiendo un intervalo de discretización temporal  $\Delta t$ , que conduce a la implementación en tiempo discreto donde  $\xi$  es la variable temporal discreta,  $b = 2M/\Delta t^2 + C/\Delta t$  y  $c = -M/\Delta t^2$ . La ecuación explícita del movimiento del contorno activo es la siguiente

$$(b + c + K(\omega)) U_\xi(\omega) = bU_{\xi-1}(\omega) + cU_{\xi-2}(\omega) + G_\xi(\omega), \quad (6)$$

Esta ecuación puede trasladarse al dominio espacial mediante la transformada inversa de Fourier, obteniendo

$$\eta^{-1}(\eta+k[n])\otimes u_{\xi}[n] = b u_{\xi-1}[n] + c u_{\xi-2}[n] + \eta^{-1}g_{\xi}[n], \quad (7)$$

donde  $\eta = M + C$  es la masa global,  $b = 1 + (1 + \gamma)^{-1}$  y  $c = -(1 + \gamma)^{-1}$  son los parámetros dinámicos del sistema de segundo orden,  $\gamma = C/M$  es la relación entre el amortiguamiento y la masa,  $k[n]$  es el homólogo en espacio discreto de  $K(\omega)$  y se corresponde con la primera columna (o fila) de la matriz de rigidez  $\mathbf{K}$  de la formulación original [9], y  $\otimes$  denota convolución circular entre secuencias discretas de igual longitud.

Si el contorno es abierto, la minimización del funcional de energía puede realizarse utilizando una señal periódica extendida (con extensiones ocultas) como soporte del contorno activo (véase la figura 3). Esta implementación puede llevarse a cabo utilizando la transformada discreta de Fourier (DFT) de la siguiente manera<sup>1</sup>

$$\mathbf{v}_{\xi} = b \mathbf{u}_{\xi-1} + c \mathbf{u}_{\xi-2} + \mathbf{g}_{\xi}, \quad (8)$$

$$\mathbf{d}_{\xi} = \Gamma\{\mathbf{v}_{\xi}\}, \quad (9)$$

$$\mathbf{w}_{\xi} = \text{IDFT}\{\text{DFT}\{\{\mathbf{v}_{\xi} \ \mathbf{d}_{\xi}\}\} \cdot \hat{\mathbf{q}}\}, \quad (10)$$

$$\mathbf{u}_{\xi} = \mathbf{w}_{\xi}^{-}, \quad (11)$$

donde  $\hat{\mathbf{q}}$  es el homólogo en el dominio espacial de  $Q(\omega) = \eta/(\eta+K(\omega))$ , el vector  $\mathbf{w}_{\xi}^{-}$  contiene los primeros  $N$  elementos del vector de tamaño  $2N$  y el operador  $\Gamma\{\cdot\}$  implementa la regla:

$$d_{\xi,n} = \begin{cases} v_{\xi,N-1} + \lambda n' (v_{\xi,N-1} - v_{\xi,N-2}), & n < N/2 \\ v_{\xi,0} + \lambda n'' (v_{\xi,1} - v_{\xi,0}), & n \geq N/2 \end{cases} \quad (12)$$

donde  $n = 0, \dots, N-1$ ,  $n' = n+1$ ,  $n'' = n-N$  y  $\lambda = \beta/(\alpha + \beta)$ ,  $\mathbf{d}_{\xi}$  se considera la *snake* "oculta" [4].

#### D. Parámetros de interés

El ciclo de vida del músculo artificial consiste en un número de movimientos de torsión, que serán usuales en las futuras aplicaciones del dispositivo. Consideramos como parámetros clave para describir las propiedades mecánicas del músculo durante sus ciclos tanto el movimiento paramétrico como la energía de curvatura derivada del contorno 3D.

La velocidad del músculo puede obtenerse como la variación de la posición del contorno de una imagen a otra, dividido por el tiempo transcurrido entre imágenes, es decir, multiplicando los vectores de desplazamiento por la tasa de imágenes:

$$\begin{aligned} \vec{vel}(s,t) &= (\Delta v_x(s,t), \Delta v_y(s,t), \Delta v_z(s,t)) \\ \Delta v_i(s,t) &= (i(s,t + \Delta t) - i(s,t))/\Delta t \end{aligned} \quad (13)$$

donde  $\Delta t = 1/fps$ ,  $fps$  es la tasa de imágenes por segundo y la variable  $i = x, y, z$ .

<sup>1</sup>Por claridad, se ha omitido el índice  $n$ .

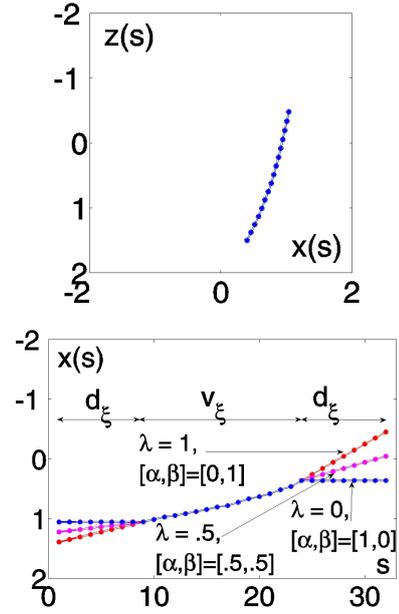


Fig. 3. Proyección del contorno activo abierto  $\mathbf{v}$  en el plano  $XZ$  y su componente  $x(s)$  extendida.

La energía de curvatura de un contorno puede definirse por la siguiente ecuación invariante al escalado [10]:

$$E_{curv}^e(s) = \frac{|\hat{\mathbf{n}} \cdot v_{ss}|}{|v_s| \pi} \quad (14)$$

donde  $\hat{\mathbf{n}}$  es un vector unitario normal a la curva,  $v_s$  y  $v_{ss}$  son respectivamente la primera y segunda derivada de la curva respecto al parámetro  $s$ . Integrando sobre todo el contorno se obtiene la energía total de curvatura para el músculo en el ciclo considerado.

### III. RESULTADOS EXPERIMENTALES

El experimento se ha ejecutado aplicando una intensidad de corriente eléctrica constante de +5mA durante 30 segundos, produciendo un movimiento angular de 90° en el extremo libre del músculo. Después, una corriente de -5mA es aplicada sobre el músculo para recuperar la posición original, cerrando un ciclo. El consumo de tensión y corriente por el músculo es medido directamente sobre el dispositivo.

La parte izquierda de la figura 4 muestra la evolución del voltaje durante el flujo de corriente en los ciclos 1, 250 y 500. Se observa una evolución casi lineal, la pendiente de la recta y el voltaje suben conforme aumenta el número de ciclos que soporta el músculo artificial. Para cada ciclo, el consumo total de energía del dispositivo puede calcularse como la integral de esas curvas multiplicado por la corriente constante. La parte derecha de la figura 4 expone esos valores ajustados por una curva cuadrática. Así, a partir de los resultados puede concluirse que la energía utilizada por el músculo para el movimiento de torsión aumenta con los ciclos de trabajo.

Por otro lado, a partir del método basado en el sistema de visión, obtenemos la energía de curvatura del músculo para los ciclos de trabajo. La figura 5 muestra las curvas para los

ciclos 1, 250 y 500 su ajuste mediante un curva lineal. Se puede ver que la pendiente de las rectas decrece con los ciclos del músculo. Dado que la energía de curvatura representa el movimiento resultante del dispositivo, se puede deducir que este movimiento se reduce conforme aumentan los ciclos de trabajo del músculo. Esta evolución puede ajustarse mediante una exponencial decreciente. En la izquierda se muestra la evolución de la energía de curvatura a lo largo del tiempo para varios ciclos. De nuevo, esto prueba que consumiendo la misma energía eléctrica en cada ciclo, la energía de curvatura sufrida por el músculo decrece con los ciclos.

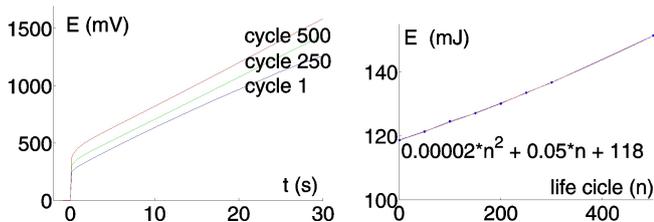


Fig. 4. Tensión y energía medida directamente en el músculo.

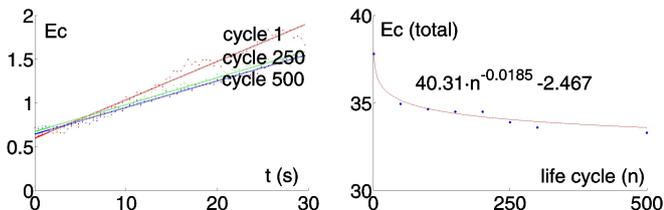


Fig. 5. Energía de curvatura en ciclos 1, 250, 500 y durante el ciclo de vida.

Por lo tanto, de los resultados experimentales podemos concluir que la eficiencia de los músculos artificiales se reduce con su uso: ciclos sucesivos bajo el mismo flujo de corriente eléctrica requieren mayor consumo de energía mientras que se logra un menor movimiento.

#### IV. CONCLUSIONES

En este artículo se ha descrito un método basado en un sistema de visión para cuantificar las propiedades mecánicas de músculos artificiales a lo largo de su ciclo de vida. Del análisis se pueden obtener nuevas y relevantes conclusiones sobre el comportamiento del dispositivo actuando en ciclos de intenso trabajo. Esto es crítico en orden de decidir la viabilidad de su explotación comercial en una etapa posterior. El método está basado en el algoritmo de contornos activos para el seguimiento de objetos 3D con movimiento no rígido. El resultado principal de esta nueva aproximación es la habilidad para derivar los parámetros relacionados con el movimiento y la distribución de la energía en la capa polimérica en cualquier dirección del espacio. Estos valores son comparados con magnitudes electroquímicas obtenidas durante el proceso experimental, tales como la energía consumida, tensión y corriente aplicada. El estudio realizado en un dispositivo polimérico multicapa húmedo revela resultados interesantes:

una ligera degradación de la actuación del músculo con el incremento del número de ciclos; la energía consumida es directamente proporcional a la curvatura sufrida por el músculo; la distribución del grado de torsión a lo largo del contorno permanece constante durante el ciclo de movimiento total - desde el equilibrio hasta el estado de máxima torsión - esta distribución puede relacionarse con la calidad y eficiencia del proceso de fabricación.

Finalmente, las líneas actuales de trabajo consisten en la mejora de la calibración automática de las cámaras y del sistema de identificación de objetos, para realizar pruebas automáticas de músculos artificiales. Para este propósito también es necesaria la sincronización entre las fuentes de alimentación de los músculos y el sistema de adquisición de imágenes. Además la anchura de la tira polimérica se tendrá en cuenta en futuros estudios, esta nueva característica requerirá modelar el músculo con una malla activa (véase figura 6) en lugar de un contorno activo para estudiar el movimiento de torsión.

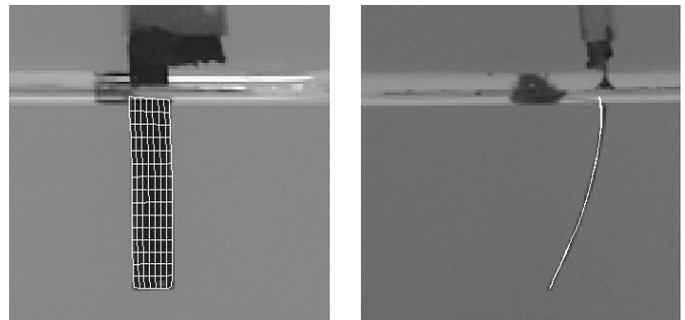


Fig. 6. Caracterización del músculo mediante una malla activa 3D.

#### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo está financiado por el *Ministerio de Ciencia y Tecnología* mediante el proyecto TIC2002-03033.

#### REFERENCIAS

- [1] T. F. Otero, "Patent ep-9200095 and ep-9202628," 1992.
- [2] T. F. Otero and J. M. Sansiñena, "Bilayer dimensions and movement of artificial muscles," *Bioelectrochem. Bioenergetics*, vol. 47, 1997.
- [3] T. F. Otero, "Conducting polymers, electrochemistry and biomimicking processes," *Modern Aspects of Electrochemistry*, pp. 307-434, 1999.
- [4] L. Weruaga, R. Verdú, and J. Morales, "Frequency domain formulation of active parametric deformable models," *IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell.*, vol. 26, no. 12, pp. 1568-1578, December 2004.
- [5] R. Verdú, J. Morales, A. J. Fernandez-Romero, M. T. Cortés, T. F. Otero, and L. Weruaga, "Mechanical characterization of artificial muscles with computer vision," *Int. Symp. Smart Structures & Materials, SPIE*, 2002.
- [6] R. Verdú, R. Berenguer, J. Morales, G. Vázquez, T. F. Otero, and L. Weruaga, "3D mechanical characterization of artificial muscles with stereoscopic computer vision and active contours," *IEEE Int. Conf. on Image Processing*, September 2003.
- [7] S. C. Zhu and A. L. Yuille, "Region competition: Unifying snakes, region growing, and bayes/MDL for multiband image segmentation," *IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell.*, vol. 18, pp. 884-900, 1996.
- [8] D. Terzopoulos, "Deformable models: classic, topology-adaptive and generalized formulations," in *Geometric Level Set Methods*, S. Osher and N. Paragios, Eds., chapter 2, pp. 21-40. Springer-Verlag, 2003.
- [9] J. Liang, T. McInerney, and D. Terzopoulos, "United snakes," *Proc. Int. Conf. on Computer Vision*, pp. 933-940, 1999.
- [10] K.A.Stroud, *Engineering Mathematics*, McMillan, 1987.